



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

URČENÍ A VIZUALIZACE SOUŘADNÉHO SYSTÉMU ROHOVKY BĚHEM IMPLANTACE ČOČKY

IDENTIFICATION AND VISUALIZATION OF THE COORDINATE SYSTEM OF THE CORNEA
DURING LENS IMPLANTATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. JIŘÍ HUDEC

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. VRATISLAV HARABIŠ, Ph.D.

BRNO 2015



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Jiří Hudec

ID: 125026

Ročník: 2

Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Určení a vizualizace souřadného systému rohovky během implantace čočky

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte a popište postup při implantaci nitrooční torické čočky, zejména se zaměřte na způsoby zobrazení v průběhu operace. 2) Navrhněte vhodnou metodu pro registraci snímku oka pořízeného štěrbinovou lampou a následně videosekvence z průběhu operace. Díky tomu stanovte a vhodným způsobem vizualizujte souřadný systém ve videozáznamu operace. 3) Navrženou metodu implementujte ve vhodném programovacím jazyku a otestujte na základním vzorku dat. 4) Zaměřte se na výpočetní náročnost algoritmu a upravte jej tak, aby pracoval ideálně v režimu reálného času. 5) Navržený a implementovaný algoritmus otestujte na dostatečném vzorku dat. 6) Dosažené výsledky vyhodnoťte a rovněž diskutujte výpočetní náročnost navrženého algoritmu. Projekt bude realizován ve spolupráci s Oční klinikou Gemini.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KOLAR, R, V HARABIS a J ODSTRČILIK. Hybrid retinal image registration using phase correlation. The Imaging Science Journal. 2013, vol. 61, issue 4, s. 369-384.
[2] GOSHTASBY, Ardeshtir A. 2-D and 3-D image registration for medical, remote sensing, and industrial applications. Hoboken: Wiley-Interscience, c2005, 258 s. ISBN 04-716-4954-6.

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 22.5.2015

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

Konzultanti diplomové práce: Ing. Martin Šramka

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Diplomová práce popisuje postup vložení polárního souřadného systému do video záznamu z operace šedého zákalu na oční klinice ve Zlíně. V teoretické části práce jsou diskutovány požadavky vzhledem k zobrazení polárního souřadného systému, mezi které patří také eliminace rotačních pohybů oka pomocí snímků ze štěrbinové lampy. Zároveň je kladen důraz na rychlost zpracování obrazových dat. V praktické části, byla na základě požadavků vytvořena metoda pro detekci středů ve snímcích štěrbinové lampy a video sekvence a metoda eliminující případnou rotaci oka. K realizaci programového řešení byly použity metody, jako například Otsu metoda, Houghova transformace, metoda dvou kolmých projekcí, nebo metoda vzájemné korelace. Ve spolupráci s oční klinikou Gemini bylo navržené programové řešení testováno na anonymizovaných datech 22 očí v programovém prostředí Matlab.

Klíčová slova

Operace šedého zákalu, štěrbinová lampa, Otsu metoda, segmentace, Houghova transformace, video, rozpoznání duhovky, vzájemná korelace.

Abstract

The dissertation describes the method of inserting polar-axis system into the video recording of cataract operation at the Gemini Eye Surgery, Zlin. At the theoretical part, it discusses requirements for inserting the polar-axis system including elimination of eye rotary movements captured by slit lamp. Then the emphasis is also on the speed of data processing. The practical part of the dissertation, focuses on the creating the method for detection of centers at the slit lamp picture, as well as video sequence and a method that eliminates potential eye rotation. For designing the program solution, following methods were used: Otsu method, Hough transformation method, method of two vertical projections, and cross-correlation method. In total, the program solution was tested and analyzed in Matlab program on anonymous data set of 22 eyes.

Key words

Cataract surgery, slit lamp, Otsu method, segmentation, Hough transform, video, iris recognition, cross correlation.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

HUDEC, J. Určení a vizualizace souřadného systému rohovky během implantace čočky. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 67 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem svoji diplomovou práci na téma Určení a vizualizace souřadného systému rohovky během implantace čočky vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 20. května 2015

.....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu diplomové práce panu Ing. Vratislavu Harabišovi, Ph.D. a odbornému konzultantovi Ing. Martinovi Šramkovi za odborné a cenné rady, které mi předali při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 20. května 2015

.....

podpis autora

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	6
ÚVOD	9
1 KATARAKTA.....	10
1.1 Anatomie čočky	11
1.2 Pohyby oka	12
1.3 Diagnostika a léčba katarakty	13
1.4 Štěrbinová lampa	14
1.5 Moderní operační metody.....	15
1.6 Požadavky na program a určení souřadného systému	16
2 VSTUPNÍ DATA.....	18
2.1 Fotografie ze štěrbinové lampy	19
2.2 Snímky z video záznamu	20
2.3 Vlastnosti snímků	21
3 NÁVRH PROGRAMOVÉHO ŘEŠENÍ.....	23
4 PŘEDZPRACOVÁNÍ DAT	26
4.1 Úprava rozlišení fotografie a snímků videa.....	27
4.2 Výběr barevné složky	28
4.3 Vytvoření maskový operátorů	28
4.4 Využití masek pro nalezení prahové hodnoty	29
4.5 Otsu metoda.....	30
4.6 Využití masek k nalezení prahových hodnot.....	31
4.7 Vytvoření výřezu duhovky	33
4.8 Zvýšení kontrastu duhovky	36
5 DETEKCE STŘEDU OKA	38
5.1 Detekce středu limbu z videa.....	38
5.1.1 Vytvoření binárních snímků.....	39

5.1.2	Metoda 2 kolmých projekcí.....	40
5.2	Detekce středu zornice ze snímku štěrbinové lampy.....	42
5.2.1	Hranová detekce.....	42
5.2.2	Houghova transformace	44
6	DETEKCE ROTACE OKA.....	45
6.1	Extrahování 1D signálu	46
6.2	Korelace extrahovaných 1D signálu duhovky.....	48
7	VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ	50
7.1	Výsledky detekce středu zornice ze snímku štěrbinové lampy	51
7.2	Výsledky detekce středu limbu ve snímcích video sekvence.....	52
7.3	Výsledky detekce rotace oka	55
7.4	Zobrazení polárního souřadného systému	58
8	ZÁVĚR	60
	Literatura	62
	Obrazová příloha	64

SEZNAM OBRÁZKŮ

<i>Obrázek 1: Lidské oko s příznaky šedého zákalu. [4]</i>	10
<i>Obrázek 2: Schématický oční řez bulbem v optické ose. [5]</i>	11
<i>Obrázek 3: Oční struktury z předního pohledu. [18]</i>	12
<i>Obrázek 4: Závislost mezi průměrnou cyklotorzi oka před použitím rozvěrače a rozdílu změřené cyklotorze před a po použití rozvěrače. [17]</i>	13
<i>Obrázek 5: Štěrbinová lampa. [5]</i>	14
<i>Obrázek 6: Řídící jednotka laseru Victus. [6]</i>	15
<i>Obrázek 7: Operační postup při implantaci čočky pro jedno oko.</i>	16
<i>Obrázek 8: Definování souřadného systému na pravém a levém oku.</i>	17
<i>Obrázek 9: Fotografie pravého oka ze štěrbinové lampy bez (vlevo) a s (vpravo) vložením polárního souřadného systému s vyznačeným úhlem 30° pro vložení implantátu.</i>	17
<i>Obrázek 10: Pracoviště pro obsluhu štěrbinové lampy v oční ordinaci oční kliniky Gemini.</i>	18
<i>Obrázek 11: Fotografie štěrbinové lampy, kde vlevo nahoře je kvalitní fotografie, vpravo kvalitní se zhoršeným osvětlením, dole pak nekvalitní fotografie, kde vlevo víčko zasahuje až k zornici, vpravo je fotka rozmazaná.</i>	20
<i>Obrázek 12: Snímky z operace katarakty, kde v horní řadě jsou pacienti se silně prokrveným bělmem a ve spodní řadě s méně prokrveným bělmem.</i>	21
<i>Obrázek 13: Ukázka společných atributů pacienta A, vlevo-fotografie ze štěrbinové lampy, vpravo-snímek z videa.</i>	22
<i>Obrázek 14: Ukázka společných atributů pacienta B, vlevo-fotografie ze štěrbinové lampy, vpravo-snímek z videa.</i>	22
<i>Obrázek 15: Princip detekce středu ze snímku videa a snímku štěrbinové lampy.</i>	24
<i>Obrázek 16: Princip detekce rotace mezi normalizovanou duhovkou snímku štěrbinové lampy a video sekvence.</i>	25
<i>Obrázek 17: Ilustrace polohy 3 charakteristických bodů, které uživatel vybírá z obrázku.</i>	27
<i>Obrázek 18: Změna poměru snímku štěrbinové lampy z poměru stran 4:3 na poměr 16:9.</i>	28
<i>Obrázek 19: Snímek po použití kruhové masky štěrbinové lampy vlevo, snímek video sekvence po použití čtvercové masky vpravo.</i>	29
<i>Obrázek 20: Ukázka nalezení ideálního prahových hodnot A,B v histogramech (a) a (b), kde vlevo jednoduší nalezení prahových hodnot, vpravo těžší nalezení prahových hodnot. [8]</i>	30

Obrázek 21: Snímek štěrbinové lampy pacienta 1 levého oka s histogramem a červeně vyznačenou prahovou hodnotou, nahoře bez použití kruhové masky, dole s použitou kruhovou maskou.....	32
Obrázek 22: Snímek video snímku pacienta 1 levého oka s histogramem a červeně vyznačenou prahovou hodnotou, nahoře bez použití čtvercové masky, dole s použitou čtvercovou maskou.	32
Obrázek 23: Převod kartézských souřadnic na polární s vyznačenou šířkou duhovky w a směrem normalizace. [13].....	33
Obrázek 24: Výsledek vytvoření výřezu duhovky pomocí transformace z kartézských souřadnic do polárních.	33
Obrázek 25: Obrázek oka, kde vlevo je ilustrován velký přírůstek úhlů, vpravo velký přírůstek poloměrů. [19]	35
Obrázek 26: Snímek štěrbinové lampy s dobrým výběr úhlového kroku vlevo ($R_Step=0.65;D_step=0.1$),vpravo špatný výběr úhlu ($R_Step=0.65;D_step=0.3$).	36
Obrázek 27: Blokový diagram kroků pro zvýšení kontrastu. [19]	37
Obrázek 28: Jednotlivé kroky metody pro zvýšení kontrastu.	37
Obrázek 29: Blokový diagram posloupnosti kroků k detekci středu snímku ze štěrbinové lampy a snímku videa.	38
Obrázek 30: Výsledek segmentace podle vypočteného prahu pomocí Otsu metody.....	40
Obrázek 31: Výsledek špatné segmentace limbu vpravo podle špatně zvolené hodnoty prahu snímku vlevo.	40
Obrázek 32: Ukázka součtu sloupců dvou jednorozměrných projekcí modelu dvourozměrné scény. [3]	41
Obrázek 33: Graf dvou jednorozměrných projekcí z video snímku spolu s vyznačenými prahy, kde projekce vyznačená červeně značí souřadnice na ose x a zelená na ose y . Vpravo je výsledek detekce středu spolu s hranicí limbu.....	42
Obrázek 34: Výsledek binárního obrazu hranové reprezentace, který je vstupem do Houghovy transformace vpravo, vlevo vstupní obraz k hranové detekci.	43
Obrázek 35: Prostor akumulátoru Houghovy transformace. [19].....	44
Obrázek 36: Ukázka pěti společných příznaků na normalizovaných duhovkových výřezech, nahoře snímku štěrbinové lampy, dole video snímku.	45
Obrázek 37: Normalizovaná duhovka štěrbinové lampy s vyznačenými 4 řádky pro extrakci 1D signálů.	46

<i>Obrázek 38: Výsledek extrahovaných čtyř signálů z 2D šedotónového obrazu o velikosti 156 x 2405 pixelů.</i>	<i>47</i>
<i>Obrázek 39: Závislost korelačního koeficientu na posunutí mezi diskrétními signály f, g.</i>	<i>48</i>
<i>Obrázek 40: Graf reprezentující jednotlivé hodnoty rotace v závislosti na vzájemné řádkové korelaci duhovek.</i>	<i>49</i>
<i>Obrázek 41: Výsledek detekce středu snímku štěrbinové lampy, červený bod značí střed, zelená kružnice hranici zornice.</i>	<i>52</i>
<i>Obrázek 42: Výsledek detekce středu z video snímku dvou pacientů, červený bod značí střed limbu, zelená čára hranici limbu získanou ze segmentovaného obrazu zobrazeného vpravo.</i>	<i>53</i>
<i>Obrázek 43: Výsledek špatné detekce středu z video snímku, červený bod značí střed limbu, zelená čára hranici limbu s očním rozvěračem získanou ze segmentovaného obrazu zobrazeného vpravo.</i>	<i>54</i>
<i>Obrázek 44: Výsledek detekce středu limbu ve video sekvenci pacienta 8 s krokem záznamu 1 sekundy.</i>	<i>54</i>
<i>Obrázek 45: Duhovkový výřez pacienta 1 levého oka, nahoře snímek ze štěrbinové lampy a dole z video sekvence.</i>	<i>56</i>
<i>Obrázek 46: Hodnoty rotace v závislosti na řádkové korelaci dvou duhovek pacienta 1 levého oka.</i>	<i>57</i>
<i>Obrázek 47: Duhovkový výřez pacienta 5 pravého oka, nahoře nedostatečně kontrastní snímek ze štěrbinové lampy a dole snímek z video sekvence.</i>	<i>57</i>
<i>Obrázek 48: Hodnoty rotace v závislosti na řádkové korelaci dvou duhovek pacienta 5 pravého oka.</i>	<i>58</i>
<i>Obrázek 49: Výsledek vložení polárního souřadného systému eliminující cyklotorzní pohyb mezi snímky štěrbinové lampy (nahoře) a video sekvence (dole) pacienta 1 levého oka.</i>	<i>59</i>

ÚVOD

Oční operace prošly velkým vývojem za posledních 20 let a je obdivuhodné s jakou přesností a kvalitou jsou dnešní operace v České Republice dostupné. Na většině očních klinikách se provádějí operace spojené s korekcemi krátkozrakosti, dalekozrakosti, ale také o operace šedého zákalu, pomocí očního laseru. Využití očních laserů zkvalitňuje celkový operační zákrok natolik, že pacienti jsou schopni ještě ten samý den, co podstupují operaci, odejít domů. Operace šedého zákalu na oční klinice Gemini se obvykle skládá ze dvou základních částí. V první části je pacientovi pomocí laserové asistence rozmělněna čočka, ve druhé části se rozmělněný obsah odsaje a na jeho místo je vložen nový implantát.

Cílem diplomové práce je navrhnout a realizovat metodu detekce pohybu oka ve video záznamu, která v průběhu druhé části operace, kde chirurg provádí vložení implantátu, zobrazí polární souřadný systém. Metodu je potřeba doplnit o detekci rotace oka, která vzniká při změně polohy pacienta ze sedu, do lehu a také při použití očního rozvěrače. Zobrazení polárního souřadného systému umožní chirurgovi vizuální kontrolu rotace oka, vizualizaci úhlu pro vložení implantátu. Samotný operační zákrok se tak stává více přesnější a pohodlnější.

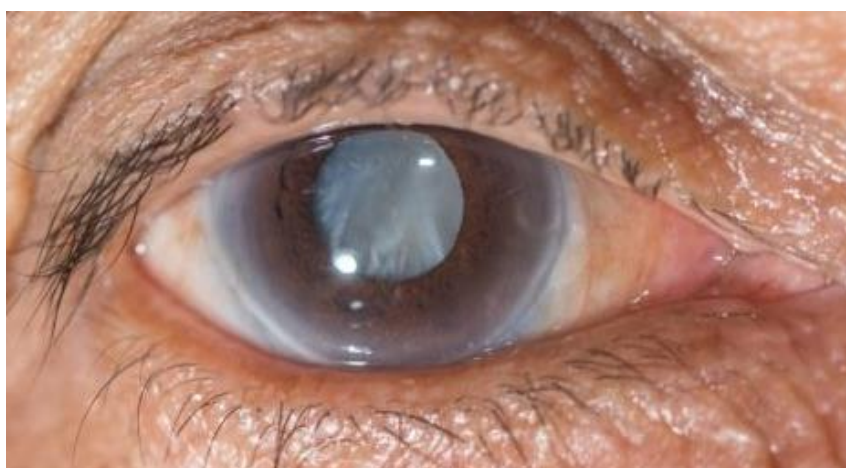
V prvních kapitole práce je popsána problematika postupu při implantaci nitrooční torické čočky včetně diagnostických nástrojů a využití moderních operačních metod. Na závěr kapitoly jsou popsány požadavky k programovému řešení spolu s definováním souřadného systému. V druhé a třetí kapitole jsou popsány vlastnosti vstupních dat spolu návrhem programového řešení skládající se ze dvou částí. První je detekce středu oka ze snímku šterbinové lampy a z video sekvence. Druhou částí je detekce rotace pomocí duhovek z obou snímků. U obou částí je potřeba vstupní snímky vhodně předzpracovat, zejména u detekce středů je důležitým krokem získání binárních snímků a u detekce rotace transformace kartézských souřadnic na polární. Jednotlivé principy předzpracování jsou popsány ve čtvrté kapitole. V páté kapitole je popsána metoda detekce středů využívající metody Houghovy transformace a dvou navzájem kolmých projekcí aplikované na již předzpracované snímky. V šesté kapitole je popsána detekce rotace pomocí vzájemné korelace extrahovaných 1D signálů duhovek. V poslední kapitole jsou diskutovány výsledky. Veškeré kroky zpracování obrazu byly realizovány v programovém prostředí Matlab verze 8.2.0.701 (R2013b).

1 KATARAKTA

Katarakta je označení pro jakékoliv zakalení v čočce lidského oka, které vede k rozptylu světla vstupujícího do oka. Kvůli snížené průhlednosti čočky a s postupujícím onemocněním se postupně zhoršuje vidění. S kataraktou není spojena bolest a pokročilý stav lze vidět pouhým okem. Název katarakta zavedl kartaginský mnich Constantinus Africanus, který žil v letech 1010 - 1087. Katarakta v latinském jazyce znamená vodopád, v řečtině původ slova katarakta pochází z katarassein (kata - dolů, arassein - padat). Rychle padající voda totiž mění svou barvu na bílou, podobně jako to lze makroskopicky pozorovat i u pokročilé katarakty. [9], [10]

Katarakta je nemoc oka, která postihuje především pacienty staršího věku. Se stoupajícím věkem, přibližně kolem 40 let, dochází k biochemickým změnám v proteinech uvnitř čočky, které způsobí ztrátu elasticity. Ta je následována problémy s viděním. Způsobuje například presbyopii (vetchozrakost – špatné vidění na čtení) nebo dalekozrakost, které vyžadují brýle na čtení téměř u každého člověka tohoto věku. U některých pacientů se mohou proteiny v čočce – zvláště ty, které nazýváme jako alfa krystaliny – shlukovat dohromady a způsobit zastření čočky, které označujeme jako kataraktu. Zhoršení zraku pak postupuje rychle. Pokročilé stádium katarakty ilustruje *Obrázek 1*. [4]

Ačkoliv vyšší věk je primárním rizikovým faktorem šedého zákalu, vědci si nejsou stále jisti přesným biologickým mechanismem, který by kataraktu spojoval přímo se stárnutím.

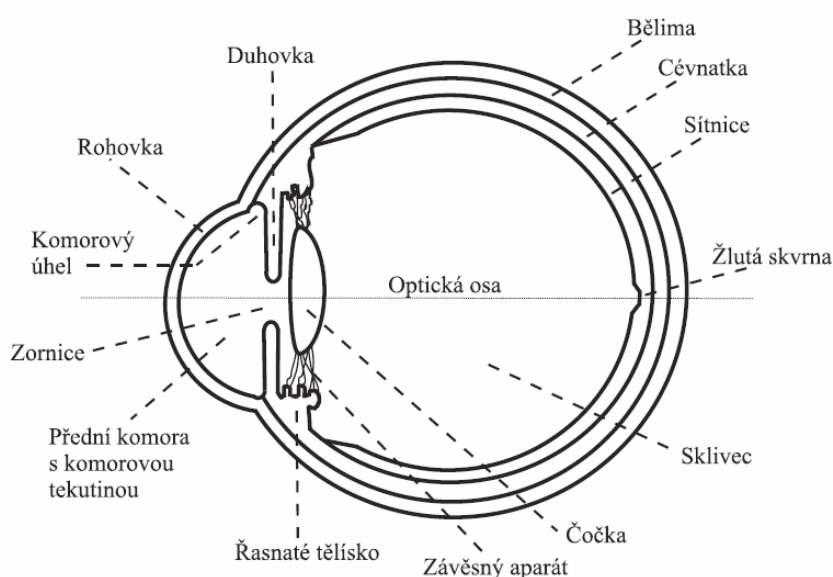


Obrázek 1: Lidské oko s příznaky šedého zákalu. [4]

V dnešní pokrokové době může být šedý zákal téměř vždy odstraněn chirurgickou operací, způsobem, že je vyjmuta čočka pacienta a místo ní je vložen implantát. Možnost, kdyby se nemoc vrátila, se díky použití implantátu odpadá.

1.1 Anatomie čočky

Čočka je součástí oční koule, která je velmi složitý a dokonalý systém tvořený množstvím částí, jako je zornice, duhovka, sítnice, rohovka, bělima, cévnatka, řasnaté tělíska, sklivec, které spolu dokonale spolupracují, viz. *Obrázek 2*. Velikost oční koule je v průměru 12 mm. [12]



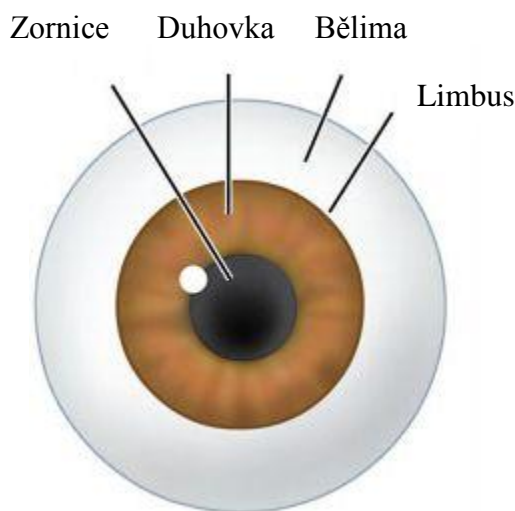
Obrázek 2: Schématický oční řez bulbem v optické ose. [5]

Čočka je průhledná, má tvar bikonvexní spojné čočky a má tři základní funkce: akomodativní, refrakční a udržení své vlastní transparentnosti.

Skládá se ze tří částí. První je capsula lentis, která obaluje celou čočku, obsahuje kolagen typu IV. Druhou částí je přední epitel čočky. Ten se nachází jen na předním povrchu. A poslední třetí částí jsou vlákna čočky, které mají tvar šestibokého hranolu. U dospělého člověka má průměr 9–10 mm, tloušťku 3,7–4,4 mm a optickou mohutnost 10–17 dioptrií. [12]

Při pohledu zepředu, jsou pod očními víčky dobře viditelné tyto struktury: zornice, duhovka, bělima, limbus jak ilustruje *Obrázek 3*. Jednotlivé struktury jsou symetrické, kruhového tvaru a jsou jasně odděleny od sebe. Zornice spolu s duhovkou tak vytváří soustředné kružnice. Těchto kružnic se využívá v oftalmologii například k detekci středu oka.

Oblast zornice a duhovky se souhrnně nazývá limbus, kde velikost limbu na rozdíl od zornice a duhovky se nemění v závislosti na intenzitě osvětlení.

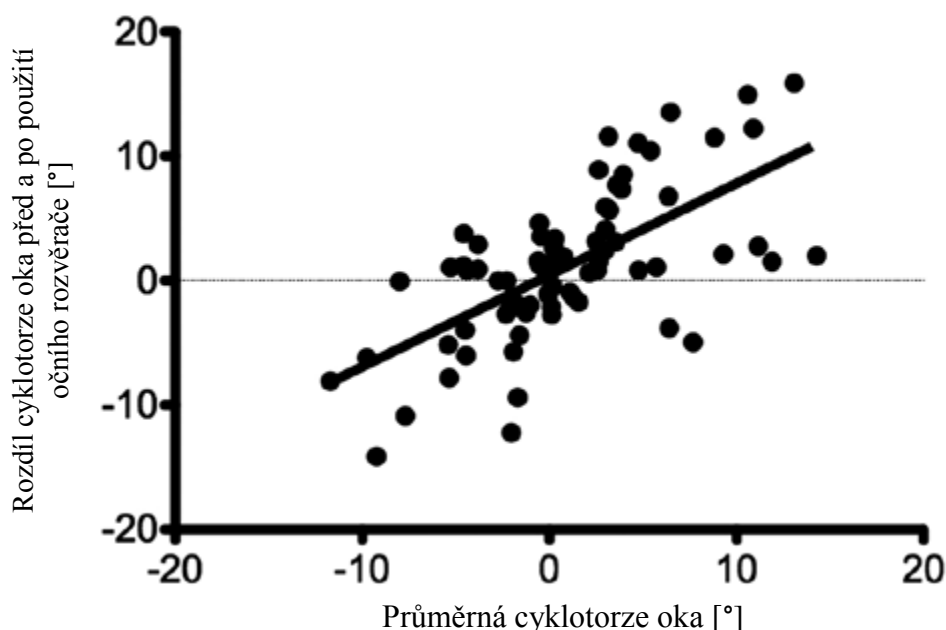


Obrázek 3: Oční struktury z předního pohledu. [18]

1.2 Pohyby oka

Pohyby oka jsou nejčastěji ve vertikálním a horizontálním směru. Existují avšak i rotační pohyby. Tyto pohyby jsou evidovány například před operací katarakty, kde je pacient vyšetřen na několika přístrojích v sedě a poté si lehne na operační lůžko. Tyto rotační pohyby se souhrnně označují jako cyklotorzní pohyby oka. [15]

Velikost fyziologického rozmezí cyklotorze byla na 50 očích zjištěna v rozsahu do ± 5 stupňů v 64% případů a pouze u 3 očí byla naměřena velikost větší než ± 10 stupňů nepřesahující 14 stupňů [16]. Cyklotorzi oka také ovlivňuje oční rozvěrač, který se používá při operaci katarakty. Kde graf ilustrovaný na *Obrázek 4* ukazuje závislost mezi průměrnou cyklotorzí oka před použitím rozvěrače a rozdílu změřené cyklotorze před a po použití rozvěrače. Výsledek změny cyklotorze v závislosti na použití očního rozvěrače byla statisticky prokázána na vzorku 80 očí. [17]



Obrázek 4: Závislost mezi průměrnou cyklotorzí oka před použitím roztvárače a rozdílu změřené cyklotorze před a po použití roztvárače. [17]

1.3 Diagnostika a léčba katarakty

Oční lékař může vyšetřit zamlžené oblasti oční čočky ještě před tím, než dojde ke zhoršení zraku v důsledku šedého zákalu. Speciální kamery mohou měřit hustotu oční čočky, dále může být použita šterbinová lampa, nebo může být prováděno množství různých zrakových testů.

Jeden z testů využívá Snellenovu tabuli, kde se vyšetřuje ostrost vidění. Snellova tabule obsahuje jedenáct řádků s řadou písmen ve snižujících se velikostech, které pacient čte z určité vzdálenosti se zakrytým jedním okem [4]. Ačkoliv chirurgický zásah je doposud jediným řešením šedého zákalu, téměř nikdy není jeho potřeba akutní. Je ovšem doporučováno, aby pacient v pokročilém stádiu katarakty si nechal oční čočku vyměnit. Mohlo by dojít ke ztvrdnutí oční čočky natolik, že by rozmělnění čočky bylo velmi komplikované.

Brzký šedý zákal se může objevit v případech, pokud člověk používá silnějších očních brýle nebo kontaktní čočky, nebo pokud používá lupu během čtení, případně také pokud používá léky, které rozšiřují zornici. [4]

1.4 Štěrbínová lampa

V den operace dochází k předoperačnímu vyšetření pacienta obou operovaných očí. Jedno z vyšetření se odehrává v oční ordinaci, kde lékař kontroluje oční pozadí sítnice a stádium vytvořené katarakty. K tomu využívá medicínský přístroj štěrbinová lampa, který patří mezi hlavní vyšetřovací přístroje u pacientů trpících šedým zákalem.

Mezi nejvyžívanější a nejuniverzálnější přístrojem zařízením v oftalmologii je štěrbinová lampa. Využívá se k objektivnímu vyšetření především předního segmentu oka. Štěrbínovou lampou lze v případě doplnění dalších částí vyšetřovat také zadní partie oka, spolu s vyšetřením komorového úhlu, nebo měření nitroočního tlaku. Štěrbínová lampa je složena ze dvou základních částí, mezi které patří zvětšovací a osvětlovací soustava. Obě části jsou umístěny na společné základně, po které se obě části pohybují všemi horizontálními směry. Osvětlovací soustavou lze pohybovat vůči zvětšovací soustavě podle svislé osy v rozsahu 180 stupňů. Součástí osvětlovací clony je zabudovaná štěrbinová clona umožňující vytvořit paprsek libovolné šířky a výšky s možností rotace. Lékař nejčastěji využívá nastavení, kdy pozoruje oko zvětšovací soustavou (mikroskopem) v přímém směru za osvitu svislým proužkem světla o šíři přibližně 1-2 mm pod úhlem 45°. Díky tomuto nastavení lze pozorovat šikmý optický řez průsvitnými tkáněmi předního segmentu oka. [5]



Obrázek 5: Štěrbínová lampa. [5]

Ostření na jednotlivé tkáně se provádí způsobem, kdy lékař posunuje základnu směrem dopředu, nebo zpět ve směru vyšetřovaného oka. Štěrbínová lampa může být dodatečně

opatřena fotoaparátem, který je schopen vytvořit snímek oka, podle kterého se později definuje polární souřadný systém. Fotografie se pořizují pomocí umístěného rozptylovače světla, který intenzitu světelného paprsku rozptyluje.

1.5 Moderní operační metody

V dnešní době existují dvě metody operace katarakty – standardní ultrazvuková a modernější laserová. Zatím co u standardní ultrazvukové dochází k rozmělnění čočky (pouze) ultrazvukovou sondou, u laserové operace se využívá moderního femto-sekundového laseru Victus, viz Obrázek 6. Protože laser pracuje bez fyzického kontaktu s čočkou, snižuje tím namáhání jemných struktur uvnitř oka a je tak tato metoda šetrnější, bezpečnější a podstatně preciznější. Laser Victus patří mezi první femto-sekundové lasery na světě umožňující jak laserovou korekci dioptrií, tak laserovou operaci čočky. Laser poskytuje chirurgovi možnost individuálně měnit nastavení parametrů podle konkrétního oka pacienta. K bezpečnému a kontrolovanému průběhu operace si může také zobrazit strukturu předního segmentu oka v reálném čase. [6]

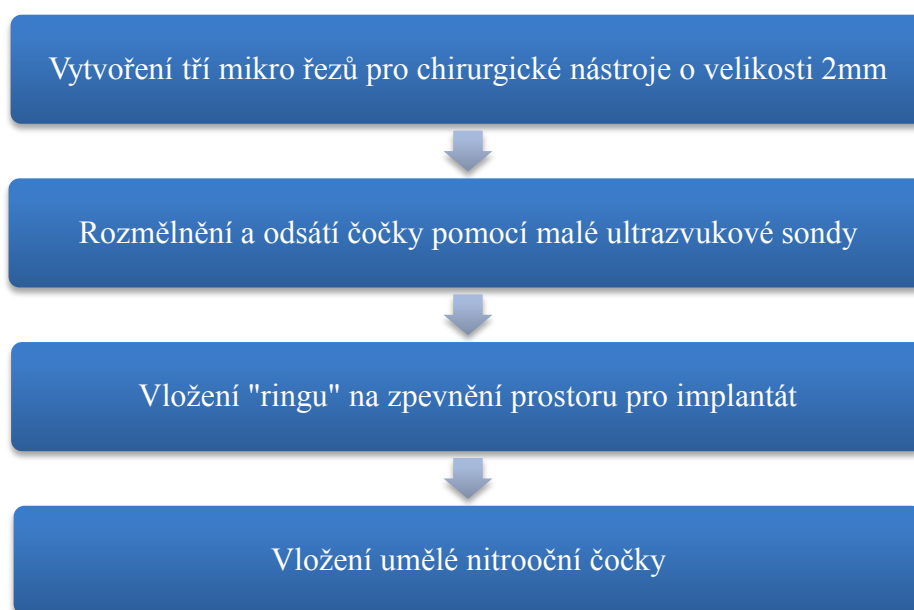


Obrázek 6: Řídící jednotka laseru Victus. [6]

Operace katarakty s laserovou asistencí se obvykle provádí na dvou operačních sálech. Na prvním dojde k rozmělnění čočky pomocí femto-sekundového laseru. Řídící jednotku obsluhuje lékař, který poté co si pacienta uloží na lůžko tak na oko umístí plastový kryt, který zajišťuje vakuum mezi okem a přístrojem. Tím se zamezuje náhodnému pohybu oka v průběhu aplikace laseru. Zákrok se postupně provede na obou očích. Jedná se o vcelku

rychlý, ale především přesný a bezbolestný zákrok, protože se při něm nepoužívají žádné chirurgické pomůcky.

Pacient se poté přesune na druhý operační sál, kde jej čeká chirurg, který v následujících obvykle 10 až 20 minutách (v závislosti na stádiu zakalení čočky) odsaje již rozmělněnou nitrooční čočku a nahradí ji implantátem. Implantát je obvykle ohebný, aby byl schopen projít mikro řezem. Jelikož chirurg provádí pouze 3 mikro řezy, není třeba šití. Operační postup pro jedno oko by se dal zjednodušeně popsat následujícím diagramem, viz. *Obrázek 7*.

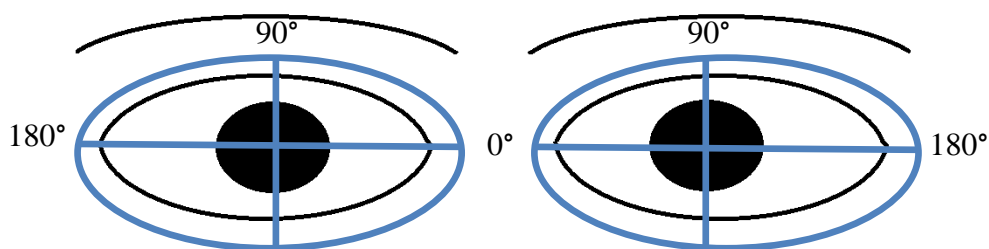


Obrázek 7: Operační postup při implantaci čočky pro jedno oko.

1.6 Požadavky na program a určení souřadného systému

Požadavky vzhledem k zobrazení polárního souřadného systému jsou, aby program vložil polární souřadný do oka pacienta v průběhu operace. Způsob, jakým je vyznačena polární stupnice je, že 0 stupňů je vždy na straně u očního kanálku a postupuje se přes 90 stupňů, které jsou umístěny vždy na horní části víčka, viz. *Obrázek 8*.

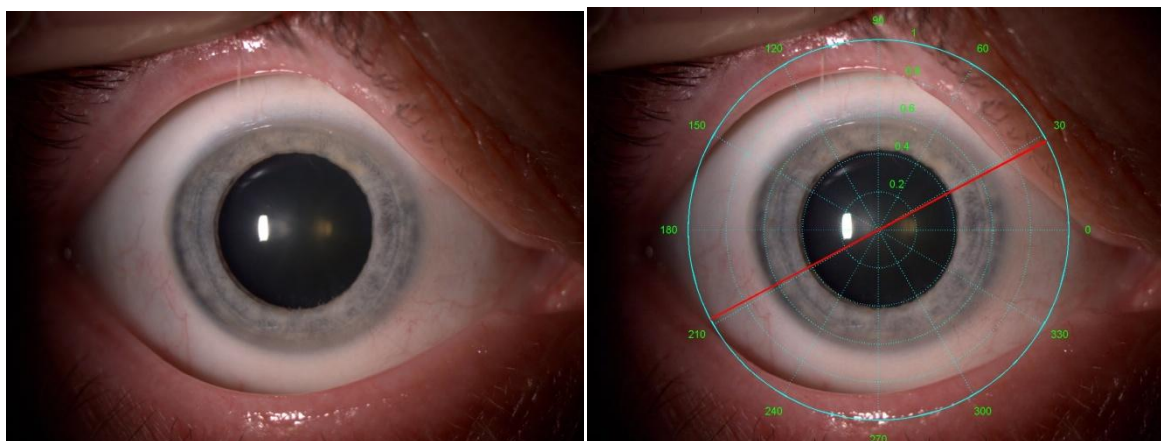
Díky tomu si lékař může pohodlně zobrazit strmý úhel meridiánu, který určuje, pod jakým úhlem bude pacientovi vložen nový implantát. Na *Obrázek 9* vpravo je pro ukázkou tento úhel vyznačen červenou čarou o velikosti 30 stupňů.



Obrázek 8: Definování souřadného systému na pravém a levém oku.

Dalším požadavkem je, aby program pokud možno automaticky poupravil pootočení souřadného systému na základě fotek ze štěrbinové lampy a tím, tak eliminoval potencionální cyklotorzi oka, způsobenou změnou polohy pacienta ze sedu, do lehu.

A v neposlední řadě dalším požadavkem je, aby program kvalitně tato data interpretoval a zachoval a tím zvýšil bezpečnost v průběhu operace.



Obrázek 9: Fotografie pravého oka ze štěrbinové lampy bez (vlevo) a s (vpravo) vložním polárního souřadného systému s vyznačeným úhlem 30° pro vložení implantátu.

2 VSTUPNÍ DATA

Vstupními daty u každého jednotlivého pacienta je fotka operovaného oka ze štěrbinové lampy a záznam videa z průběhu operace katarakty. Před samotným analyzováním dat, bylo potřeba si data obstarat. Obstarání dat probíhalo formou návštěvy oční ordinace na klinice, viz *Obrázek 10*. V této ordinaci probíhá poslední vyšetření pacienta, před samotnou operací. Součástí vyšetření je také pořízení fotografie očí pacienta.

Fotografie se ukládají na přiloženém počítači, který je potřeba obsluhovat. Na počítači je potřeba fotografie zpracovat a přiřadit jednotlivé záznamy pravého a levého oka k rodnému číslu pacienta. V sedmi operačních dnech bylo zaznamenáno celkem 75 pacientů pomocí štěrbinové lampy. Dále mi bylo dodáno přibližně 35 video záznamu operace katarakty z operačního sálu. Důvod polovičního počtu videí bylo, že se operuje ve dvou sálech a pouze jeden disponuje záznamovým zařízením.



Obrázek 10: Pracoviště pro obsluhu štěrbinové lampy v oční ordinaci oční kliniky Gemini.

Jelikož se práce zabývá zpracováním obrazových dat ze dvou různých snímacích zařízení je potřeba první uvést vlastnosti jednotlivých obrazových dat, viz. Tabulka 1.

Tabulka 1: Vlastnosti snímku štěrbinové lampy Topcon SL-D4 a videokamery Canon Legria HFG10

	Štěrbínová lampa Topcon SL-D4	Videokamera Canon Legria HFG10
Velikost snímku [pixel]	2048 x 1536	1920 x 1080
Poměr stran	4 x 3	16 x 9
Kvalita videa	-	Full HD
Snímkovací frekvence [Fps]	-	25
Kódování barevného prostoru	RGB	RGB

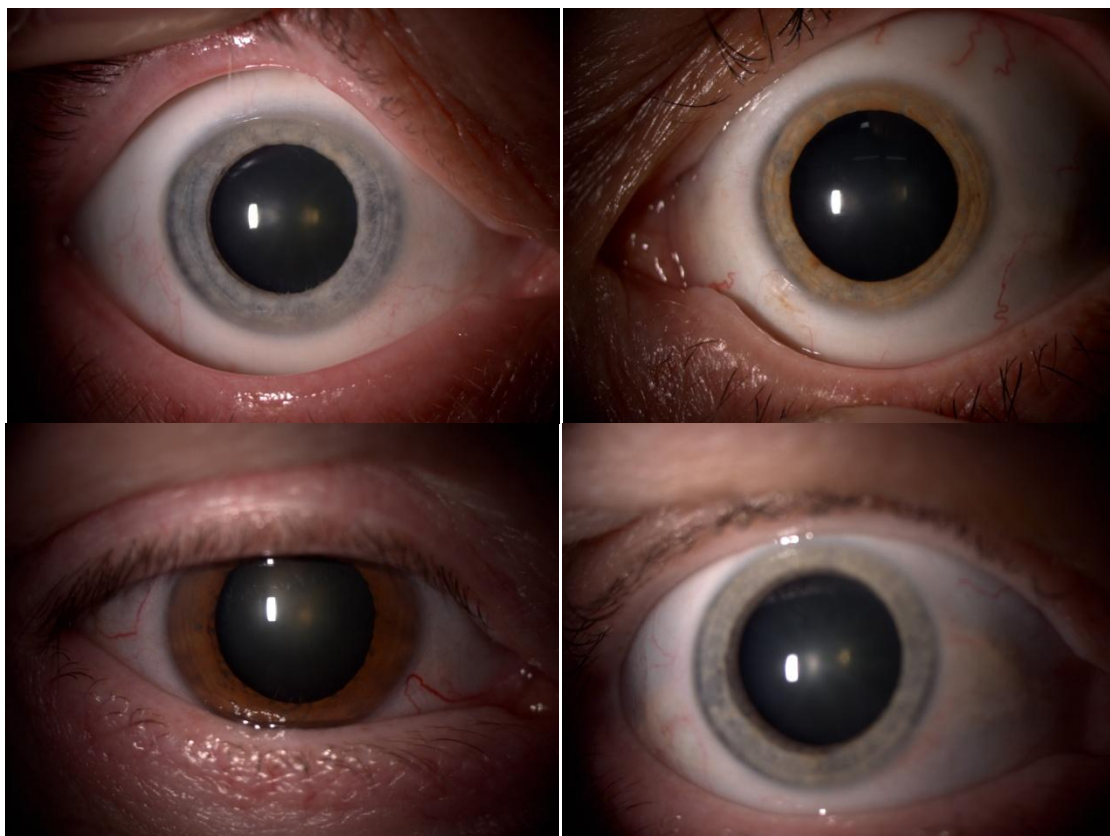
2.1 Fotografie ze štěrbinové lampy

Fotografie byly pořízeny s cílem zachytit celé oko s co možná nejvíce detaily na duhovce a bělimu. Především je snaha zachytit celý limbus, kde je jasně viditelná hranice duhovky a bělimy, která bývá občas zakryta pod očními víčky pacienta. Dále je vhodné, aby na snímcích ze štěrbinové lampy byly vidět jednotlivé cévky, podle kterých by se dalo orientovat ve snímcích z videozáznamu.

Způsobem jakým lékař postupuje je, že si pacienta usadí a provede standardní vyšetření štěrbinovou lampou a na závěr vyšetření si operované oči vyfotí. Snímky jsou pořizovány s 10x násobným zvětšením (zorné pole 22,5 milimetru) s použitím plastového rozptylovače světla. Vedle lampy se nachází počítač, na kterém se fotografie s menším prodlením zobrazovala a lékař má tak možnost zpětné vazby.

Cesta k pořízení kvalitních dat není snadná a vyžaduje především praktickou zkušenost lékaře se štěrbinovou lampou. Nejedná se totiž jen o dobře nastavenou vzdálenost lampy od oka pacienta spolu se správně nastavenou intenzitou světla. Kvalitu výsledných fotografií především ovlivňuje rovnoměrné osvětlení celého snímku, ostrost snímku, ale také řada dalších faktorů, jako například ochota pacienta spolupracovat s lékařem, nebo anatomická predispozice daného pacienta. Je tedy samozřejmostí, že k pořízení dostatečně ostré fotografie je někdy potřeba i třech snímků pro jedno oko. Ukázky jednotlivých fotografií můžete vidět na *Obrázek 11*.

Umístění limbu bývá nejčastěji ve středu fotografie, ale není výjimkou, že se limbus téměř dotýká spodní hranice fotografie. To je další parametr, který je třeba zohlednit především při předzpracování dat. Fotografie jsou také zatíženy světelným odleskem blesku, který se nachází ve většině případů na zornici.



Obrázek 11: Fotografie šterbinové lampy, kde vlevo nahoře je kvalitní fotografie, vpravo kvalitní se zhoršeným osvětlením, dole pak nekvalitní fotografie, kde vlevo víčko zasahuje až k zornici, vpravo je fotka rozmazaná.

2.2 Snímky z video záznamu

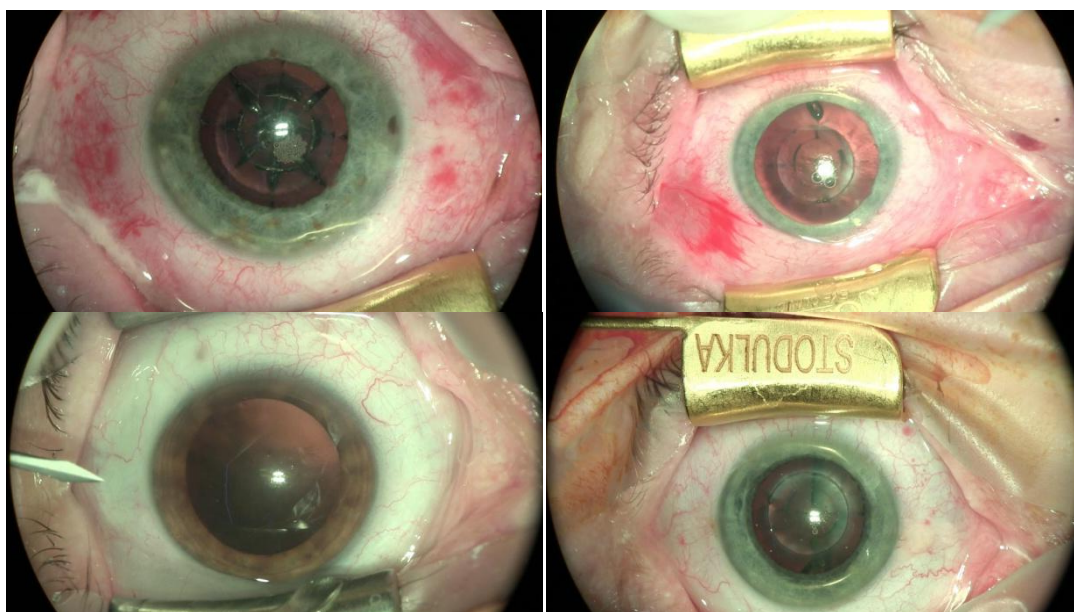
Záznam oka v průběhu operace je nastaven tak, aby zaznamenával opět celé oko. A díky širokoúhlému poměru stran spolu s používaným rozvěračem se nevyskytují oční víčka pacienta. Světelné podmínky jsou konstantní po celém povrchu oka a lze tedy nejenom dobře registrovat duhovku, ale také jednotlivé cévky na bělimu.

Použití očního rozvěrače umožňuje lepší detekci hranice limbu s bělmem. Naopak tím, že většina pacientů je na operačním sále po laserové asistenci, tak mají pacienti, již částečně rozmělněnu čočku. To se projevuje tím, že zornice oproti snímkům z šterbinové lampy je vizuálně méně konzistentní s často vyskytujícími se vzduchovými bublinkami. Dále mají pacienti již rozkapané oko a to vede k částečnému rozšíření zornice, tím pádem k zúžení duhovky. Umístění limbu v obraze je za normálních podmínek na začátku operace uprostřed. V průběhu operace v závislosti na prováděném úkonu se umístění často mění.

Video z operace šedého zákalu má snímkovací frekvenci 25 snímků za vteřinu. Protože jednotlivé video záznamy jsou ve vysokém rozlišení a jsou tak těžko importovatelné do pracovní knihovny programovacího programu byl zvolen postup, kde se zpracovávají

pouze vybrané snímky z videa. Úsek videa, ze kterého se extrahovaly snímky, je obvykle z prvních 5 vteřin na začátku operace. Za tento čas totiž chirurg, po veškerém ostatním nastavení, provede první incize.

Na *Obrázek 12* můžete vidět snímky čtyř pacientů. Jednotlivé snímky se mírně liší velikostí duhovky, tak i strukturou uvnitř zornice, nebo barvou bělimy. Snímky jsou navíc zatíženy 2 druhy světelných odlesků. První odlesk je jasný světelný bod nacházející se nejčastěji na zornici na všech snímcích videa. Tento odlesk je způsoben osvětlovací soustavou mikroskopu. Druhý odlesk bývá zpravidla na duhovce, či bělimu. Odlesk je způsoben použitím například roztoku na zvlhčení povrchu oka v průběhu operace.



Obrázek 12: Snímky z operace katarakty, kde v horní řadě jsou pacienti se silně prokrveným bělmem a ve spodní řadě s méně prokrveným bělmem.

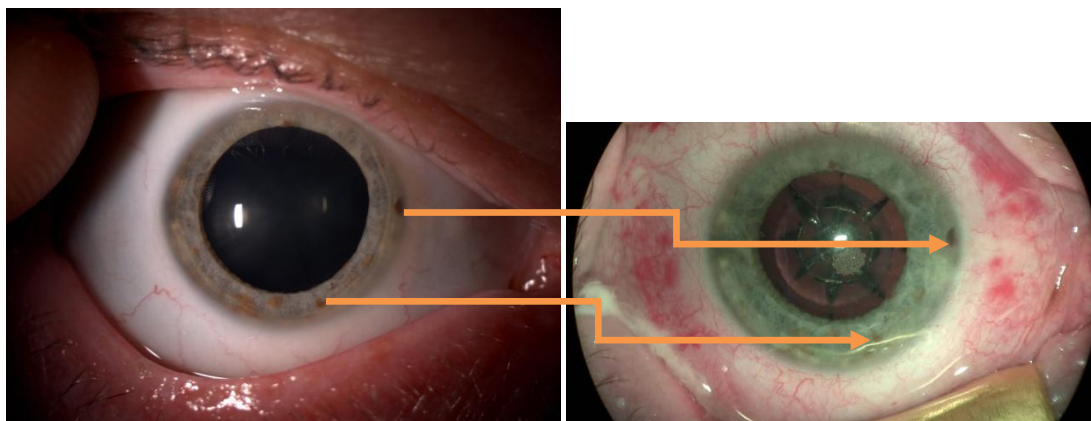
2.3 Vlastnosti snímků

Mezi vlastnostmi snímku patří jejich společné charakteristiky, které lze souhrnně nazvat společné atributy. Společnými atributy snímků ze štěrbinové lampy a videa jsou nejčastěji místa na duhovce, nebo bělimu. Oblast zornice neobsahuje žádné společné atributy. Existují tak 4 skupiny dat. První skupina má alespoň jeden jasně charakteristický atribut na duhovce, druhá skupina má alespoň jednu jasně charakteristickou cévku na bělimu ve fotografii a snímku videa, třetí skupina je kombinací prvních dvou skupin a poslední skupina nemá žádné charakteristické atributy.

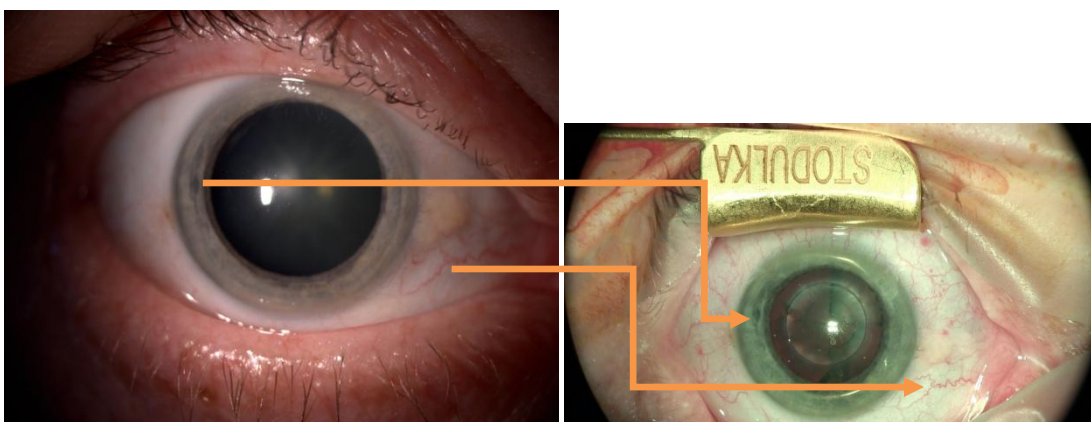
Na *Obrázek 13* je pacient A s dobře viditelnými a vyznačenými atributy na duhovce. Atributy jsou zde vyznačeny jako dva nejviditelnější charakteristické body. V případě, že je

duhovka přibližně stejně velká na obou snímcích, tak lze za charakteristické atributy považovat také střídající se tmavé a světlé místa na duhovce. Čím více je duhovka členěná, tím kvalitnější analýza lze dosáhnout.

Na *Obrázek 14* je pacient B s dobře viditelnou cévkou na bělimu na obou snímcích. Spolu s oční cévkou je také vyznačen jeden charakteristický bod na duhovce. Kombinací obou charakteristických skupin lze velmi dobře porovnat případnou cyklotorzi oka.



Obrázek 13: Ukázka společných atributů pacienta A, vlevo-fotografie ze štěrbinové lampy, vpravo-snímek z videa.



Obrázek 14: Ukázka společných atributů pacienta B, vlevo-fotografie ze štěrbinové lampy, vpravo-snímek z videa.

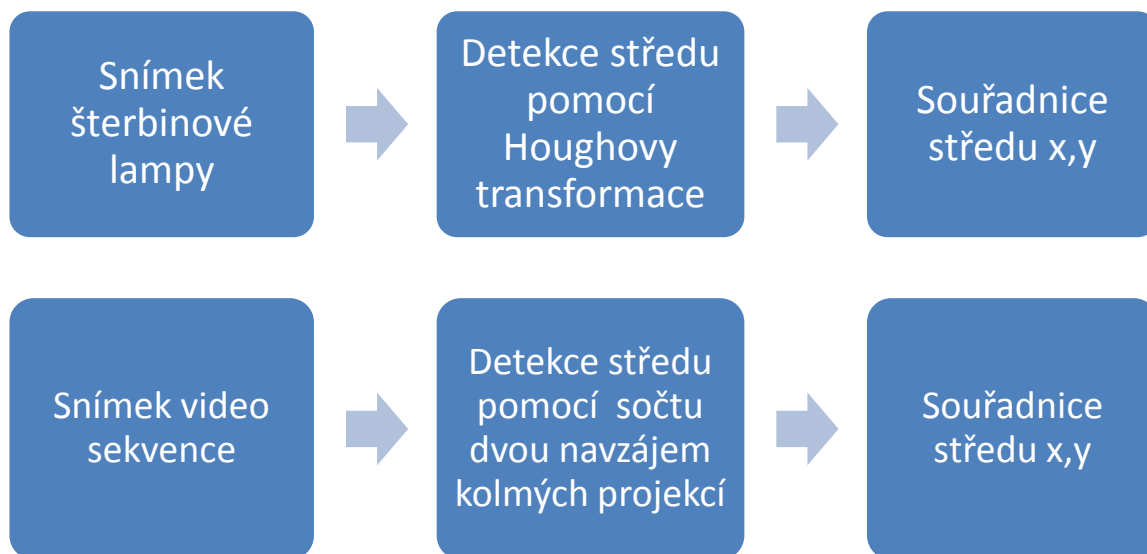
3 NÁVRH PROGRAMOVÉHO ŘEŠENÍ

Cílem práce je splnit 2 hlavní požadavky. Prvním je požadavkem je vložení polárního souřadného systému video záznamu v průběhu operace. Druhý požadavkem je eliminovat potencionálně vzniklou cyklotorzi oka, způsobenou změnou polohy pacienta ze sedu, do lehu. K návrhu i samotné realizaci byl použit program Matlab verze 2013b.

Bylo navrženo řešení, které se skládá ze dvou částí. Základním krokem pro obě části je detekce středu ve fotografii štěrbinové lampy a zároveň ve video sekvenci z operace. S tím, že je potřeba brát ohled na přesnost a také rychlost zpracování jednotlivých snímků. Zatímco zpracování dat u fotografie ze štěrbinové lampy probíhá ještě před operačním zákrokem a nevyžaduje se tak, aby zpracování snímku záviselo na rychlosti, tak u videa je tomu naopak. Proto pro splnění prvního požadavku podle výše zmíněné podmínky byla navržena metoda detekce středu oka, dvěma různými technikami.

První technika využívá principu dvou navzájem kolmých projekcí a je využita ve video sekvenci. Cílem při zpracování video záznamu a později real-time videa, je vytvořit takové algoritmus zpracování obrazu, který umožní zpracování jednotlivých snímků ideálně v časovém rozmezí do $1/25$ vteřiny. A to z toho důvodu, aby bylo zaručeno zpracování videa s co nejmenším zpožděním. Technika vyžaduje vhodné předzpracování obrazu.

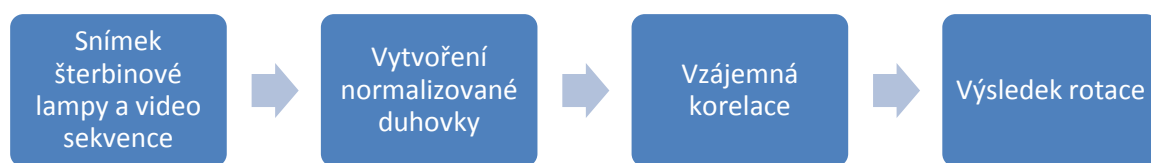
Druhá technika využívá principu Houghovy transformace, která je aplikována na snímky ze štěrbinové lampy. Technika opět vyžaduje vhodné předzpracování obrazu. Obě metody detekce středu jsou uvedeny na Obrázek 15. Po získání souřadnic středu lze následně vložit definovaný polární souřadný systému v závislosti na pravém, nebo levém oku pacienta.



Obrázek 15: Princip detekce středu ze snímku videa a snímku šterbinové lampy.

Pro detekci rotace oka ve 2D obraze byl navržen postup, který využívá již aplikované detekce středu oka z obou snímků vstupních dat. Pro detekci rotace je k souřadnicím středu potřeba ještě nalézt charakteristické příznaky na duhovce, případně charakteristickou cévku a v závislosti na poloze těchto bodů pootočit zobrazený souřadný systém. V závislosti na obsahu této práce a na vstupních datech, kde většina pacientů měla více viditelnou duhovku než cévku, je v této práci aplikována metoda využívající charakteristických příznaků na duhovce k detekování rotace oka.

Způsob detekce pootočení spočívá ve vytvoření normalizovaného duhovkového výřezu na základě vstupních informací z grafického prostředí programu na obou snímcích vstupních dat. Jedná se transformaci z polárních souřadnic do kartézských souřadnic. Vytvoření duhovkového výřezů z fotografie a prvního snímku video sekvence, tak vznikají snímky, na kterých lze detekovat posunutí jednotlivých charakteristických bodů, podle kterých lze detekovat výslednou rotaci. Pro detekci charakteristických bodů je potřeba oba snímky vhodně předzpracovat, kde pro porovnání normalizovaných duhovek mezi snímky je využito matematické operace vzájemné korelace. Základní princip detekce rotace je uvedena na Obrázek 16.



Obrázek 16: Princip detekce rotace mezi normalizovanou duhovkou snímku šterbinové lampy a video sekvence.

4 PŘEDZPRACOVÁNÍ DAT

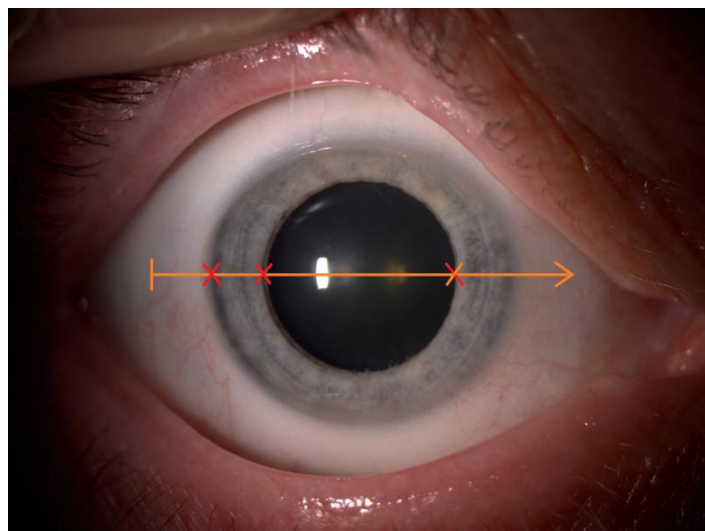
Při analyzování dat je potřeba jednotlivé snímky vhodně upravit tak, aby se dalo využít maximum informace. Proto v této kapitole jsou uvedeny techniky, které slouží bezpodmínečně k správné funkci celého algoritmu. Protože se v práci objevují data ze dvou různých snímacích zařízení, je postup mírně odlišný. Na snímcích videa i štěrbínové lampy se obraz převádí na šedotónový obraz, dále se upravuje rozlišení, vytváří se maskové operátory a výřezy ze snímků a v neposlední řadě se na některých výřezích zvyšuje kontrast.

Po načtení dat, je potřeba video snímek vždy otočit o 180 stupňů, protože štěrbínová lampa registruje snímky v poloze v sedě, kde pacientovo horní víčko je nahoře a na operačním sále je pacient uložen na lehátku a video snímek je přesně otočený.

Jelikož velikost očních struktur a pozice očního limbu se mírně liší v závislosti na vyšetřovaném pacientovi, je zapotřebí po načtení dat jednotlivé hranice oblastí ručně vyznačit v grafickém prostředí programu. Uživatel je vyzván, aby myší vyznačil a přibližně určil 3 charakteristické body na snímku ze štěrbínové lampy i na prvním snímku videa. Jedná se o souřadnice umístěné na imaginární horizontální ose protínající střed oka. Body vhodně ilustruje *Obrázek 17*, kde jsou body vyznačeny červeným křížkem.

Body uživatel vyznačuje postupně zleva doprava. První bod značí hranici mezi bělmem a duhovkou, druhý bod je hranice mezi duhovkou a zornicí a třetí bod značí hranici mezi zornicí a duhovkou na pravé straně. Souřadnice byly zvoleny tak, aby z něj bylo možné vypočítat orientační střed oka spolu s orientačními poloměry a šířkou duhovky. Tyto orientační výpočty jsou následně použity pro zpětnou kontrolu detekovaného středu ve videu a dále také pro následné ořezání fotografie.

V následujících podkapitolách jsou popsány navazující kroky navržené a realizované metody.



Obrázek 17: Ilustrace polohy 3 charakteristických bodů, které uživatel vybírá z obrázku.

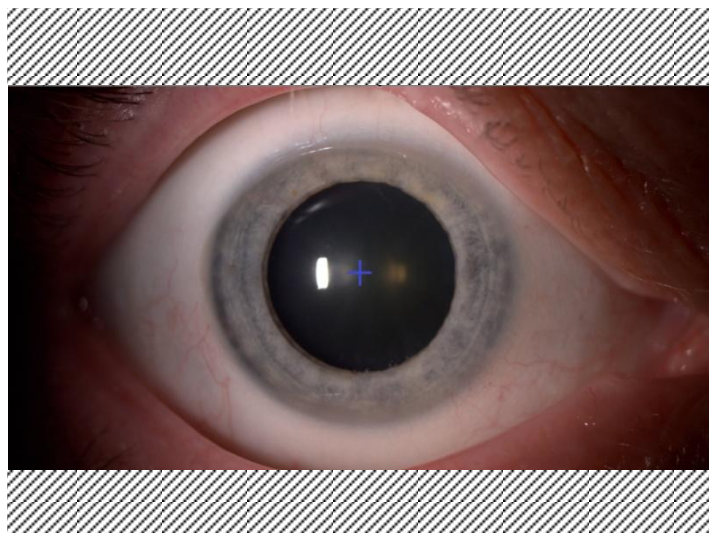
4.1 Úprava rozlišení fotografie a snímků videa

Fotografie ze štěrbinové lampy mají rozlišení 2048 x 1536 pixelů při poměru stran 4:3, které je potřeba, z důvodu porovnání velikosti jednotlivých struktur na duhovce mezi snímky, normalizovat na velikost snímků z videa o velikosti 1920 x 1080 pixelů.

Prvním krokem je samotné ořezání fotografie. Ořezání probíhá v závislosti na poloze středu limbu. Děje se tak z důvodu, aby algoritmus v případě umístění limbu ve spodní části fotografie náhodně neořezal i část duhovky. Postup je takový, že se vezme souřadnice středu na y-ose a souměrně ona obě strany přičte nebo odečte 577 pixelů. Výsledné hodnoty reprezentují hranice ořezané fotografie.

Pro zachování co největšího objemu dat se ořezává pouze vrchní a spodní část fotografie z rozlišení 2048 x 1536 pixelů na výsledných 2048 x 1155 pixelů, viz *Obrázek 18*. Tímto krokem docílíme změny poměru stran u fotografie ze 4:3 na výsledných 16:9.

Následujícím krokem je provedení zmenšení počtu pixelů z 2048 x 1155 na výsledných 1920 x 1080 pixelů. Tento krok se nazývá down-scailing, nebo také zmenšení obrázku na požadovanou velikost. Na závěr jsou oba snímky zmenšené o 30% své velikosti pomocí funkce *imresize* na výslednou velikost 1344 x 756 pixelů.



Obrázek 18: Změna poměru snímku štěrbinové lampy z poměru stran 4:3 na poměr 16:9.

4.2 Výběr barevné složky

Barevný snímek se složen z kombinace tří základních barev: červená (R), zelená (G), modrá (B). Pro převod z barevného snímku do šedotónového obrazu existuje řada algoritmů. Mezi nejužívanější lze zařadit algoritmy, které vytváří šedotónový obraz způsobem: zprůměrováním všech RGB složek, nebo váhovaným součtem RGB složek, případně výběrem pouze jedné ze tří složek RGB. [20]

Při předzpracování obrazu byly vyzkoušeny všechny výše zmíněné techniky, kde nejlepší výsledky pro následné detekování středu vykazovalo výběr jedné ze tří složek. Konkrétně u fotek ze štěrbinové lampy i video sekvence je vybírána červená složka barevného prostoru.

4.3 Vytvoření maskový operátorů

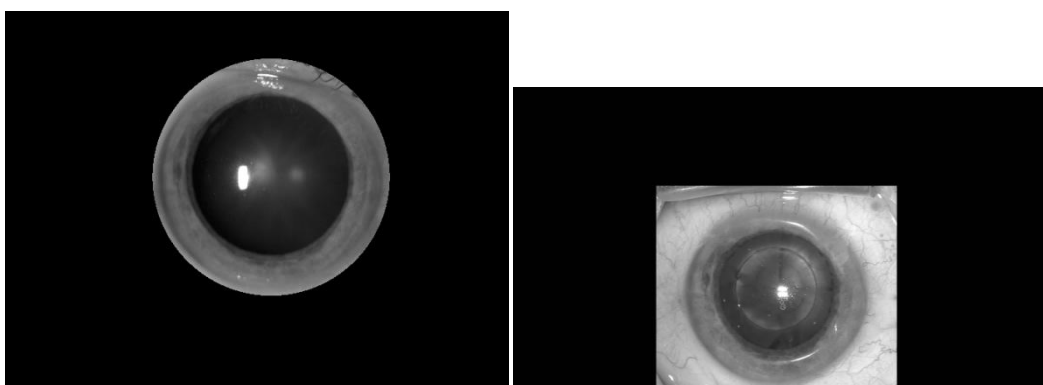
U fotografie i videosnímku se vytváří maskové operátory, kde jejich funkcí je vytvořit podobraz, který slouží k dalšímu zpracování dat. Zájmovou oblastí se myslí oblast zornice, duhovky a blízkého okolí. Veškerým ostatním pixelům mimo masku je přiřazena hodnota šedi 0. U fotografie ze štěrbinové se vytváří maska ve tvaru kruhu a video sekvence tvaru čtverce. Vstupními daty pro vytvoření kruhové masky jsou souřadnice středu oka a poloměru zornice získané z grafického vstupu, u videa pak poloměru limbu. Tyto souřadnice definují polohu a velikost dané masky ve snímcích. Velikost je nastavena tak, aby zahrnula i část oblasti za detekovanou hranicí zornice, případně limbu. Jedná se o opatření pro případ, kdy uživatel zadá specifické body z grafického vstupu s mírnou odchylkou.

U fotografie ze štěrbinové lampy je kruhová maska definována středem zornice a poloměrem. Velikost masky je dána poloměrem, který je nastaven na 1,4 násobek velikosti poloměru zornice r , podle vzorce:

$$(x_0 - a)^2 + (y_0 - b)^2 = r^2 \quad (4.1)$$

kde ve vzorci x_0 , y_0 je pozice středu kruhu masky posunutého o velikost a , b . Výsledek je ilustrován na *Obrázek 19* vlevo. U video sekvence se vytváří čtvercová maska, která je definována středem limbu a čtyřmi hranicemi. Velikost čtvercové masky je odvozena od hranice limbu rozšířená 0,15 násobek velikosti poloměru limbu do všech čtyř stran. Výsledek je ilustrován na *Obrázek 19* vpravo.

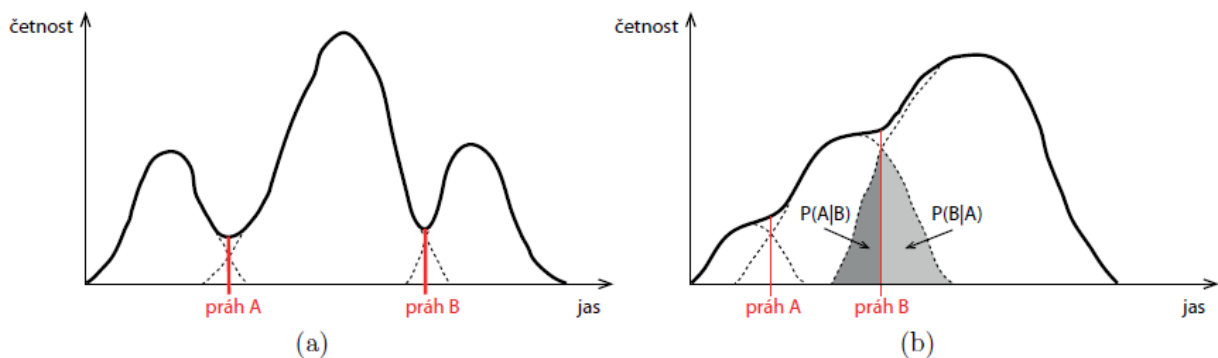
V případě, že vytvořená maska má okraj mimo aplikovaný obraz, je hranice masky oříznuta k hranici obrazu.



Obrázek 19: Snímek po použití kruhové masky štěrbinové lampy vlevo, snímek video sekvence po použití čtvercové masky vpravo.

4.4 Využití masek pro nalezení prahové hodnoty

Pokud máme k dispozici šedotónový obraz snímku oka, máme k dispozici několik přístupů jak nalézt ideální práh pro následnou segmentaci dat. Obecně můžeme práh hledat buď experimentálně, tedy testováním hodnot od nuly do jedné v normalizovaném histogramu snímku, nebo výpočetně pomocí jedné z mnoha metod. Histogram je sloupcový graf četností intenzit jednotlivých stupňů šedi v šedotónovém obraze, viz *Obrázek 21* vpravo. Pro ilustraci ideálního histogramu a nalezení tak jedno či dvou prahů, je uveden na *Obrázek 20*, kde jsou zobrazeny 2 histogramy. U histogramu (a) lze jednoduše určit prahy A i B pro segmentaci prostředního segmentu, tak u histogramu (b) je to již složitější.



Obrázek 20: Ukázka nalezení ideálního prahových hodnot A, B v histogramech (a) a (b), kde vlevo jednoduší nalezení prahových hodnot, vpravo těžší nalezení prahových hodnot. [8]

U obrazových dat videa, se v průběhu snímání oka mění jak jeho poloha, tak i jeho histogram. Pro takové případy je potřeba použít metody pro automatickou detekci prahu v histogramu. Mezi pokročilejší metody, hledající ideální práh patří například metoda Bernsen, Phansalkar, Otsu, Sauvola, Niblack. Metody vypočítávají práh pomocí vzorců zahrnující výpočet průměrné hodnoty, nebo mediánu histogramu a kombinují je se svými parametry, které definují výsledek segmentace. [8]

V této práci je využita Otsu metoda, jejíž funkce je popsána v následujícím bodě.

4.5 Otsu metoda

Otsu metoda je binarizační algoritmus hledající práh z histogramu s výpočtem několika variací v jednom kroku. Metoda počítá variace dvou tříd a to třídy z pozadí (background) a popředí (foreground) obrazu. Metoda prochází všechny varianty volby prahové hodnoty v normalizovaném histogramu a počítá aktuální variaci z pozadí a popředí. Následně váhovaný součet variací z pozadí i popředí se odečte od celkové variace hodnot obrazu (podle vztahu 4.2 a 4.3). Nejlepší hodnota prahu je potom ta, která má tento rozdíl variací největší. [8], [11]

$$\sigma_W^2 = W_b \sigma_b^2 + W_f \sigma_f^2 \quad (4.2)$$

$$\sigma_B^2 = \sigma^2 - \sigma_W^2 = W_b W_f (\mu_b - \mu_f)^2 \quad (4.3)$$

W_b, W_f - váhy dvou tříd, definující poměr pixelů ve variaci vůči všem pixelům snímku

μ_b, μ_f - střední hodnoty dvou tříd

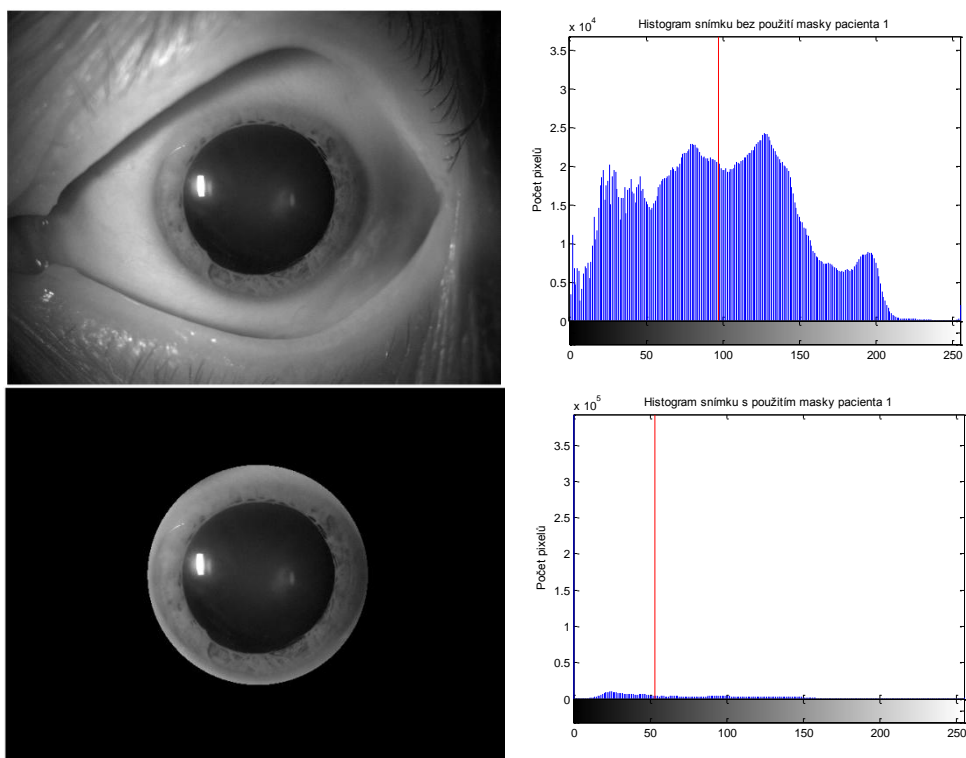
σ_B, σ_W - variace dvou tříd

4.6 Využití masek k nalezení prahových hodnot

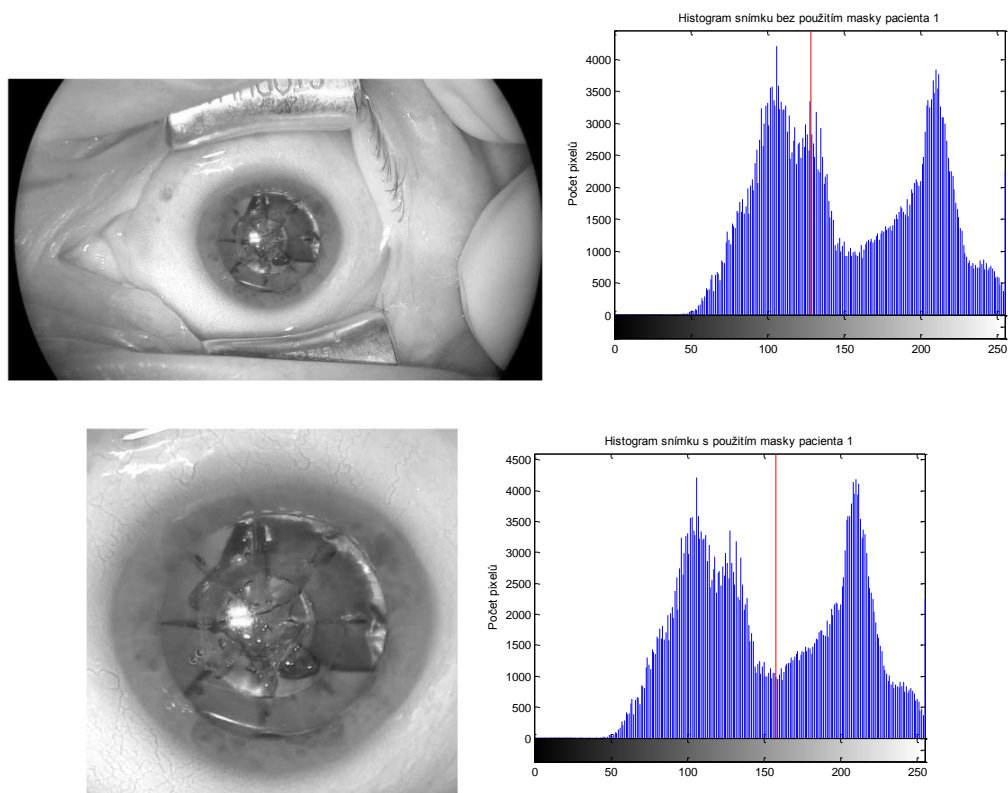
Šedotónový obraz snímků z videa a štěrbinové lampy jsou velmi rozdílné z pohledu zastoupení četnosti jasu. Zatím co fotky ze štěrbinové lampy jsou tmavší, snímky z videa jsou poněkud světlejší, viz Obrázek 21, Obrázek 22. Z důvodu použití Otsu metody, pro nalezení hranice mezi světlou a tmavou, byly aplikované vytvořené maskové operátory, které obsahují pouze oblast zájmu a zlepšují tak výslednou hodnotu hledaného prahu.

U fotografie byla použita kruhová maska, která veškerým ostatním pixelům mimo tuto masku přiřadila hodnotu šedi 0. Velikost snímku byla zachována a z vytvořeného obrazu je vytvořen histogram. Z histogramu je vypočten práh pomocí Otsu metody, která hledá ideální práh mezi dvěma nejvýznamnějšími skupinami pixelů. V našem případě hledáme práh mezi světlou a tmavou zájmovou oblastí, tedy mezi zornicí a duhovkou u fotografie šterbnové lampy a mezi limbem a bělmem u videa.

Využití volby nastavení nezájmové oblasti na černou barvu k nalezení ideálního prahu, je z toho důvodu, že obvykle tmavá barva zornice je zatížena odleskem od svítícího zdroje a také kataraktou, která na zornici vytváří šedou skvrnu. Nastavení pixelů nezájmové oblasti na černou, se v konkrétním případě u fotografie pacienta 1 levého oka tímto posune vypočtená hodnota prahu (ze snímku bez použití masky) z hodnoty 97 na 51 (při použití masky). To je přibližně o 18% doleva. U video snímku byla použita maska čtvercová, ze které se vytvoří výřez zájmové oblasti. Z tohoto výřezu se dále počítá prahová hodnota pomocí Otsu metody. A na konkrétním případě u video snímku pacienta 1 levého oka se posune prahová hodnota přibližně o 11% doprava. Ve výsledku se tak zlepšuje detekce hranice mezi světlou a tmavou zájmovou oblastí. Rozdíl mezi vypočtenými prahovými hodnotami pomocí maskových operátorů je uveden na Obrázek 21 a Obrázek 22.



Obrázek 21: Snímek šěrbinové lampy pacienta 1 levého oka s histogramem a červeně vyznačenou prahovou hodnotou, nahoře bez použití kruhové masky, dole s použitou kruhovou maskou.



Obrázek 22: Snímek video snímku pacienta 1 levého oka s histogramem a červeně vyznačenou prahovou hodnotou, nahoře bez použití čtvercové masky, dole s použitou čtvercovou maskou.

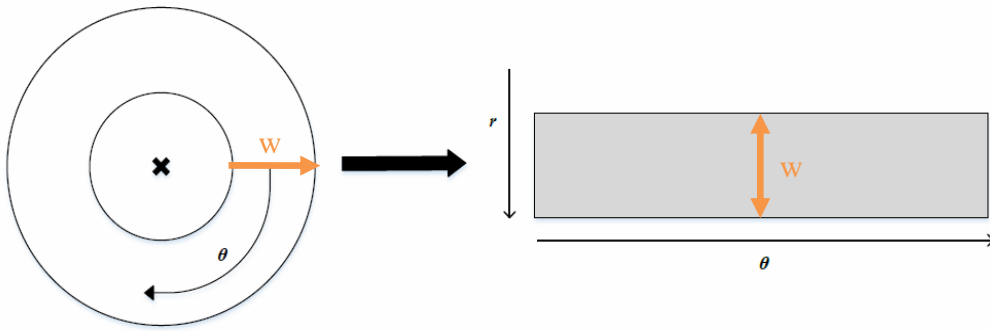
4.7 Vytvoření výřezu duhovky

Cílem vytvoření výřezu duhovky je důvod, abychom mohli jednotlivé duhovky mezi sebou porovnat. Pokud máme detekované souřadnice středu zornice spolu s jejím okrajem, můžeme převést kruhovou duhovku do obdélníkového tvaru. K vytvoření normalizovaného výřezu duhovky potřebuje prvně převést kartézské souřadnice na souřadnice polární tak, jak je ilustrováno na *Obrázek 23* a to pomocí vztahů:

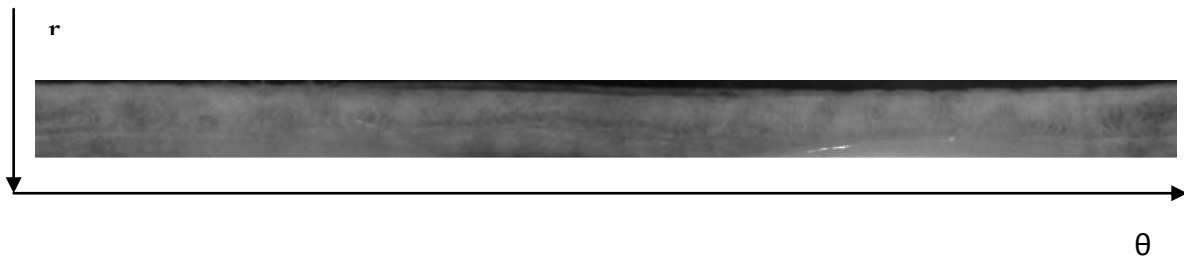
$$x = x_0 + \text{round}(r \sin(\theta)) \quad (4.4)$$

$$y = y_0 + \text{round}(r \cos(\theta)) \quad (4.5)$$

kde x a y jsou souřadnice daného bodu duhovky na poloměru r a úhlu θ . Bod je vztažen vzhledem k souřadnicím středu duhovky x_0 , y_0 . Pro zaokrouhlení desetinného čísla na nejbližší celočíselné se využívá operace *round*. Jedná se o aplikaci interpolace nejbližším sousedem. [14], [19]



Obrázek 23: Převod kartézských souřadnic na polární s vyznačenou šířkou duhovky w a směrem normalizace. [13].



Obrázek 24: Výsledek vytvoření výřezu duhovky pomocí transformace z kartézských souřadnic do polárních.

Pro vytvoření normalizovaného duhovkového výřezu je důležitým faktorem to, že začátek výřezu je vzhledem ke kartézskému souřadnému systému fotografie vždy na stejném místě, jak je vyznačeno na *Obrázek 23*, kde šipka ukazuje směr normalizace. Tímto je zaručena vlastnost, že po vytvoření libovolného duhovkového pásu z fotografie šterbinové

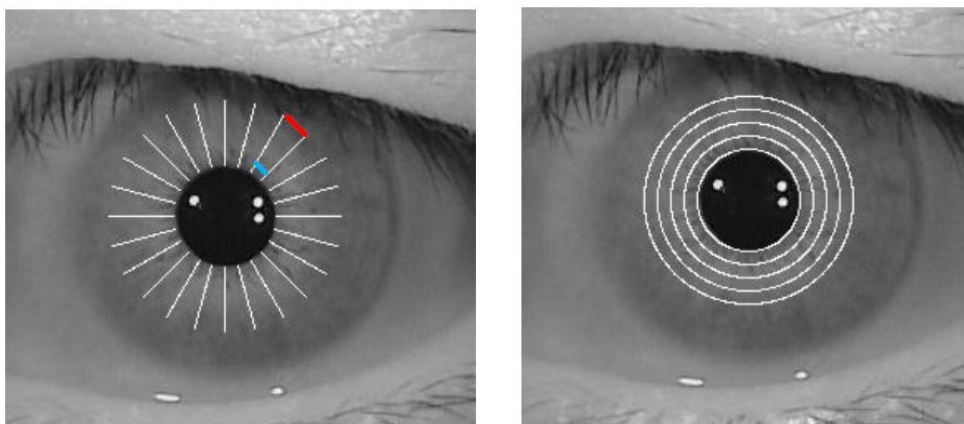
lampy nebo video sekvence, při správně detekovaném středu, je algoritmus schopný detekovat pootočení.

Vytvoření normalizované duhovky závisí na rozlišení snímku a na těchto vstupních parametrech získaných z grafického vstupu: střed oka, poloměr zornice a poloměr limbu. Kde rozdíl mezi oběma poloměry udává šířku duhovky pro dané oko. Rozlišení je na obou snímcích shodné 1344 x 756 pixelů.

Pro vytvoření normalizované duhovky bylo použito programové řešení, převzaté a upravené podle práce autorky Nely Tobiašové: Biometrie s využitím snímků duhovky [19]. Metoda normalizace duhovky spočívá v postupném extrahování pixelů z fotografie s postupným vkládáním těchto pixelů do duhovkového pásu. Algoritmus postupuje po vrstvách, kde se nejdříve extrahuje vnitřní část duhovky. Velikost vrstvy je definován parametry R_step a D_step . R_step je krok definující velikost úhlu na kruhovém oblouku a definuje tak šířku výsledného inkrementu normalizované vrstvy. D_step je krok definující tloušťku kruhového oblouku a definuje tak výšku výsledného inkrementu normalizované vrstvy. Rozsah byl nastaven pro $R_step = 1:w$ a pro úhly $D_step = 0:360$. Normalizování duhovky bylo nejprve provedeno s inkrementem jedna pro úhly i poloměry. Pro zjištění správného nastavení parametrů je přepočítaným pixelům normalizované duhovky v původním snímku přiřazena hodnota šedi 255. Protože se poloměr duhovky směrem od její hranice zvětšoval, je zapotřebí stanovit dostatečně malé kroky. Kroky je potřeba postupně snižovat do okamžiku, kdy jsou normalizovány všechny potřebné pixely oblasti duhovky. To lze ilustrovat způsobem, kdy normalizovaná oblast duhovky je celá v bílé barvě.

Jako dostačující se ukázala velikost úhlového kroku 0,1 a velikost 0,65 jako krok pro poloměry u fotografie z štěrbinové lampy. U video sekvence je nastavena velikost úhlového kroku 0,15 a velikost kroku poloměru 0,15.

Vliv velikosti jednotlivých kroků na normalizovanou část duhovky je zobrazen na *Obrázek 25*, kde vyznačené pixely bílou barvou (hodnota šedi 255) představují pixely vstupující do normalizace. Na *Obrázek 25* vlevo lze pozorovat, že při konstantním úhlovém kroku dochází ke změně velikosti normalizovaných úseček (rozdíl délek modré a červené úsečky) při zvětšující se vzdálenosti od středu oka. Vliv velikosti kroků u poloměru je znázorněn na *Obrázek 25*. [19]

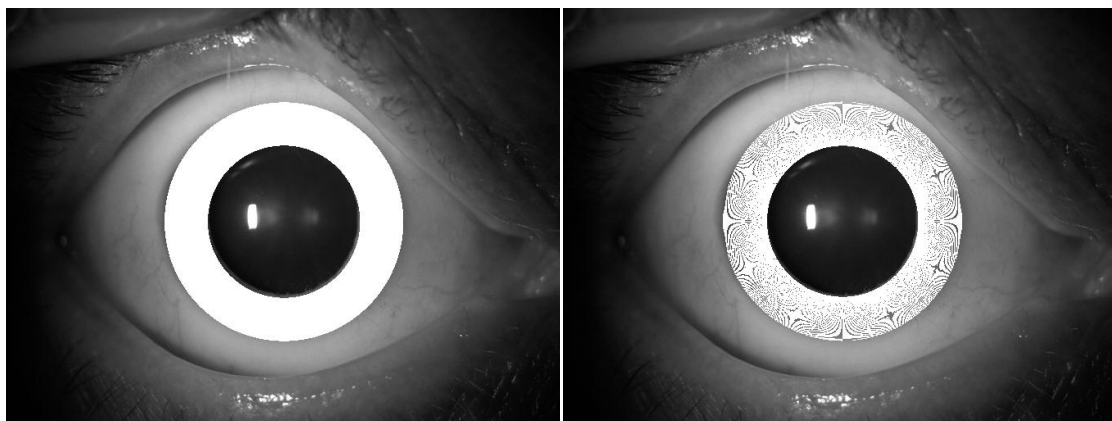


Obrázek 25: Obrázek oka, kde vlevo je ilustrován velký přírůstek úhlů, vpravo velký přírůstek poloměrů. [19]

Obrázek 26 vpravo ilustruje normalizovanou oblast se špatně zvolenými velikostmi kroků, kde v normalizované oblasti se nachází vynechané pixely. Na stejném obrázku vlevo je pro srovnání uvedena normalizovaná duhovka pomocí dostatečně malých kroků, které normalizují všechny potřebné pixely duhovky.

Velikost výsledné normalizované duhovky zůstává stejná pouze co do počtu sloupců, kterých u fotografie ze štěrbinové lampy je 3601 pixelů a u video sekvence 1344 pixelů. Počet řádků (reprezentující výšku normalizované duhovky) závisí na šířce duhovky pacienta. Šířku duhovky si na obou snímcích definuje uživatel pomocí grafického vstupu při spuštění programu.

Výsledek vytvoření normalizované duhovky o velikosti 253 x 3601 pomocí transformace kartézských souřadnic na polární můžete vidět na Obrázek 24. V případě, že z obou snímků jsou duhovky zaznačeny se stejnou šířkou 140 pixelů, je výsledná velikost normalizované duhovky u fotografie ze štěrbinové lampy 215 x 3601 pixelů a u video snímku 280 x 1344 pixelů. Díky vzniklému rozdílu ve velikosti normalizovaných duhovek, je potřeba velikost opět normalizovat pomocí funkce *imresize* způsobem, kdy se upravuje rozlišení většího obraz normalizované duhovky na rozlišení 280 x 1344 pixelů.



Obrázek 26: Snímek štěrbinové lampy s dobrým výběr úhlového kroku vlevo ($R_Step=0.65;D_step=0.1$),vpravo špatný výběr úhlu ($R_Step=0.65;D_step=0.3$).

4.8 Zvýšení kontrastu duhovky

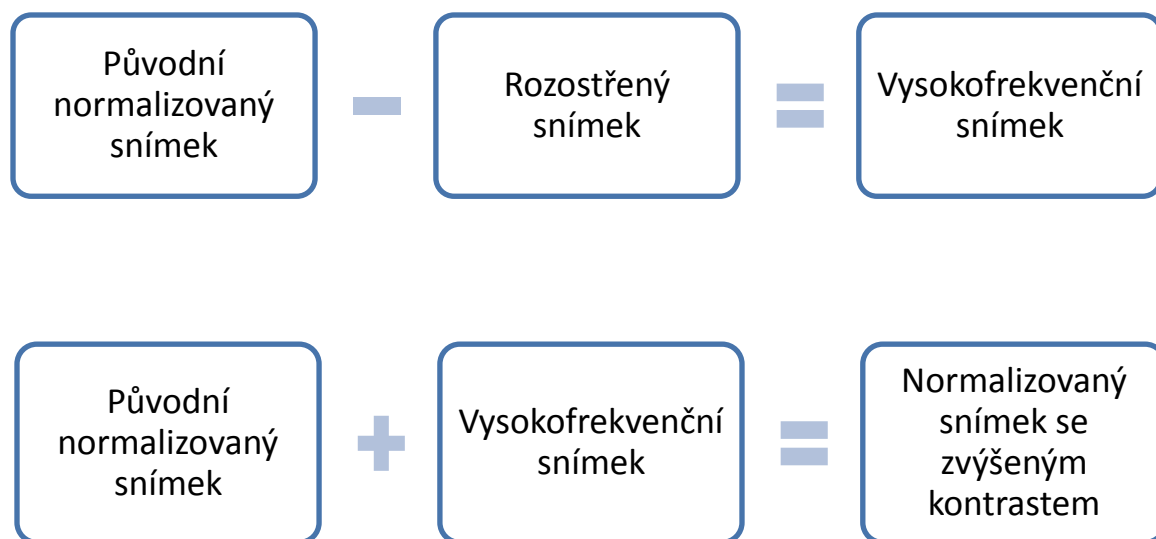
Mezi další operace předzpracování obrazu je potřeba zařadit úpravu kontrastu normalizovaného výřezu duhovky u obou snímků za účelem zvýraznění charakteristických příznaků na duhovce pro následnou detekci pootočení. Na základě teorie z [20] a byla převzata a upravena metoda k úpravě kontrastu normalizované duhovky podle autora Nely Tobiášové: Biometrie s využitím snímků duhovky [19], která vykazuje velice dobré výsledky.

Prvním krokem je získání rozostřeného obrazu normalizovaného snímku, který má vyšší obsah nízkofrekvenčních složek. Následně je provedeno rozostření realizováno průměrovací maskou o velikosti 9 x 9 pixelů. Pro odstranění okrajových jevů je potřeba normalizovaný snímek před jeho rozostřením, rozšířit snímek o okraje. Jelikož normalizovanou duhovku lze chápat jako periodický snímek, byl snímek vlevo rozšířen o n sloupců z pravé strany duhovky a obdobně snímek vpravo byl rozšířen o n sloupců z levé strany duhovky, kde hodnota rozšíření n je určena podle velikosti používané masky:

$$n = \frac{N-1}{2}, \quad (4.5)$$

kde N udává velikost strany masky, která byla zvolena $N = 9$. Protože signál v horizontálním směru nevykazuje periodicitu, byl normalizovaný snímek rozšířen o pět řádků nul v horní a dolní části. Toto rozšíření bylo po samotném rozmazání průměrovací maskou opět odebráno. Tímto získal nízkofrekvenční snímek svoji původní velikost, stejně jako snímek normalizovaný. Od původního normalizovaného snímku byl odečten rozostřený snímek. Výsledkem této operace je snížení nízkofrekvenčních složek v normalizovaném snímku.

Posledním krokem je, že snímek s detaily získaný po odečtení je zpětně přičten k původnímu normalizovanému snímku. Tímto postupem dochází k zvýraznění detailů a hran v obraze, tedy i zdůraznění vysokých prostorových frekvencí. [20], [19]



Obrázek 27: Blokový diagram kroků pro zvýšení kontrastu. [19]

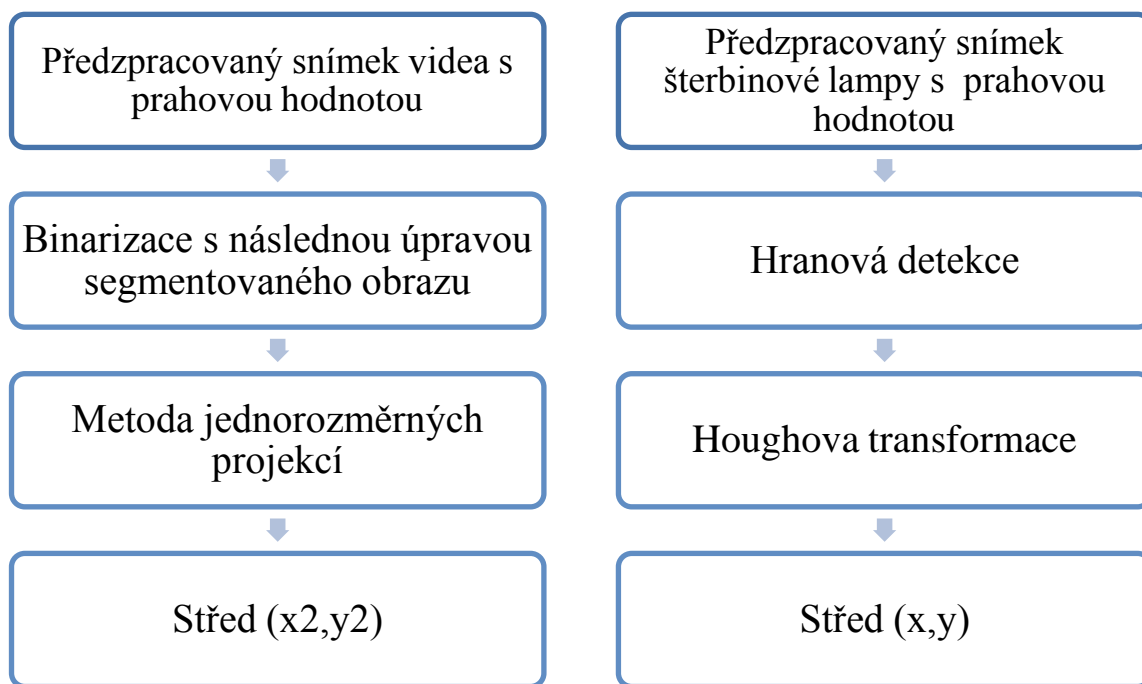
Ukázka jednotlivých snímků z předzpracování je uvedena na *Obrázek 28*. Kde na poslední obrázku snímku se normalizovaného výřezu duhovky se zvýšeným kontrastem lze pozorovat výraznější finální texturní charakteristiku oproti původnímu snímku.



Obrázek 28: Jednotlivé kroky metody pro zvýšení kontrastu.

5 DETEKCE STŘEDU OKA

Tato kapitola je věnována návrhu metody pro detekci středu ve snímku ze štěrbinové lampy a video sekvenci. Na základě analýzy vstupních dat, byly pro oba snímky navrženy dvě různé metody, jejichž základní postup je uveden v blokovém diagramu na *Obrázek 29*.



Obrázek 29: Blokový diagram posloupnosti kroků k detekci středu snímku ze štěrbinové lampy a snímku videa.

Metody byly zvolené tak, aby splňovaly co nejvíce reálné požadavky kliniky. Kromě metod se liší i detekce středu z jednotlivých struktur. Zatím co u fotografie ze štěrbinové lampy je detekován střed zornice, u video sekvence je detekován střed limbu. Důvodem proč se detekuje zornice místo hranice limbu metodou Houghovy transformace je ten, že hranice mezi zornicí a duhovkou je více kontrastní, než hranice duhovky s bělmem a tedy i dobře detekovatelné. Dalším důvodem je, že hranice limbu bývá často zakryta očním víčkem pacienta. Mezi důvody, proč není využita Houghova transformace ve video sekvenci je ten, že metoda je několikanásobně pomalejší. Čas pro zpracování jednoho snímku stejné velikosti se pohybuje okolo 3 sekund. Proto pro nalezení středu se využívá metody dvou navzájem kolmých projekcí.

5.1 Detekce středu limbu z videa

Detekce středu ve videu využívá metody dvou navzájem kolmých projekcí. Metoda detekuje střed limbu, jehož velikost je nezávislá na prováděném zákroku. Ke správné funkci algoritmu je potřeba data vhodně předzpracovat. Detekování středu oka výrazně závisí na

vypočtené prahové hodnotě pro následnou binarizaci snímku. V ideálním případě bude binární snímek obsahovat symetrickou oblast limbu. Postup vytvoření binárních snímků spolu s metodou dvou navzájem kolmých projekcí jsou uvedeny v následujících podbodech.

5.1.1 Vytvoření binárních snímků

Vytvoření binárních snímků spadá do oblasti transformace kontrastu za účelem zvýraznění určitých struktur. V konkrétním případě je snaha segmentovat oblast limbu.

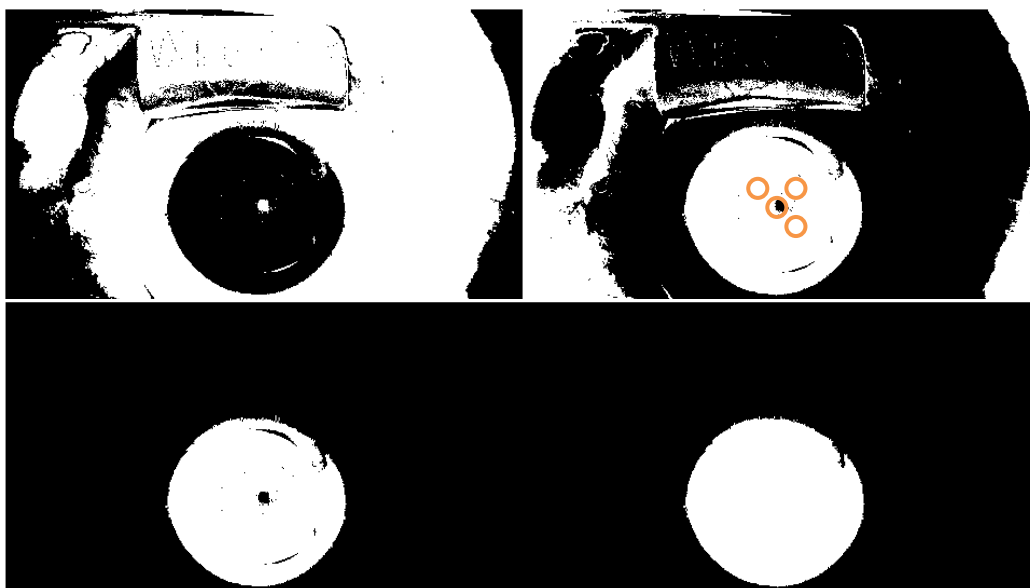
Obecně lze transformaci obrazu rozumět, kdy jsou využívány takzvané operátory P , které transformují vstupní obraz $f(x,y)$ na výstupní obraz $g(x,y)$ podle rovnice: [7]

$$g(x,y) = P(f(x,y)) \quad (5.1)$$

Na základě hodnot z histogramu a vypočítané prahové hodnoty T lze obraz $g(x,y)$ rozdělit na 2 části pomocí vztahu (5.2), kde jednička označuje specifickou segmentovanou oblast zájmu limbu a nula pozadí. [7]

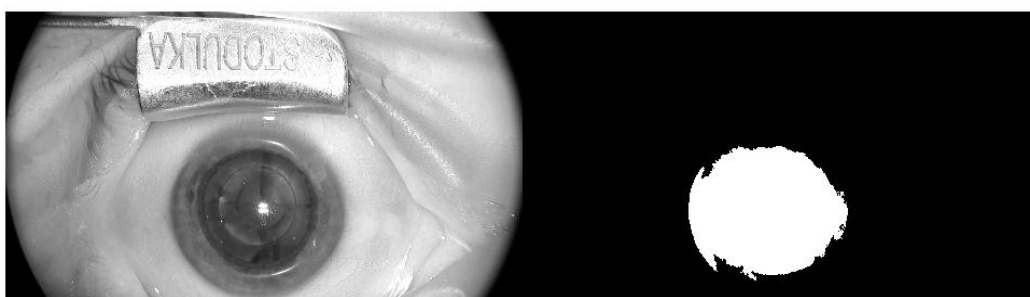
$$g(x,y) = 1 \text{ pro } f(x,y) \geq T, \quad g(x,y) = 0 \text{ pro jiné hodnoty} \quad (5.2)$$

Na *Obrázek 30* vlevo je ilustrován výsledek segmentace podle vypočteného prahu pomocí Otsu metody, vpravo nahoře výsledek po inverzi pixelu v obraze. Inverze je zvolena, pro lepší práci s daty. Dalším krokem je definování oblasti, ve které se bude vyskytovat limbus a tuto oblast pomocí morfologické operace *bwselect* vybrat. Operace způsobí, že veškerá ostatní segmentovaná data, která nejsou na vyznačených bodech se odstraní. Výběr probíhá pomocí 4 bodů oranžově výraznějších. První bod je ve středu a další tři jsou ve vzdálenosti 10% velikosti poloměru limbu ve třech směrech. Výsledný obraz tohoto kroku je zobrazen vlevo dole. Posledním krokem je pomocí morfologické operace *imfill* vyplnit vzniklé díry, které vznikly v místech s vysokou intenzitou jasu.



Obrázek 30: Výsledek segmentace podle vypočteného prahu pomocí Otsu metody

Výsledek nekvalitní binarizace je ilustrován na Obrázek 31, kde byl práh snížen o 10%. Zde si lze všimnout, že binarizovaný obraz neobsahuje světlejší části duhovky především v horní části a nekopíruje tak věrohodně oblast limbu. Segmentovaný obraz je nesymetrický, a proto není vhodný pro další zpracování.



Obrázek 31: Výsledek špatné segmentace limbu vpravo podle špatně zvolené hodnoty prahu snímku vlevo.

5.1.2 Metoda 2 kolmých projekcí

Všechny moderní tomografické medicínské zobrazovací systémy, jako jsou například rentgenová výpočetní tomografie (CT), nebo magnetická rezonance (MRI), pracují na projekčně rekonstrukčním principu. To znamená, že všechny tyto modalitty poskytují pouze soubor projekcí snímaného objektu. [7]

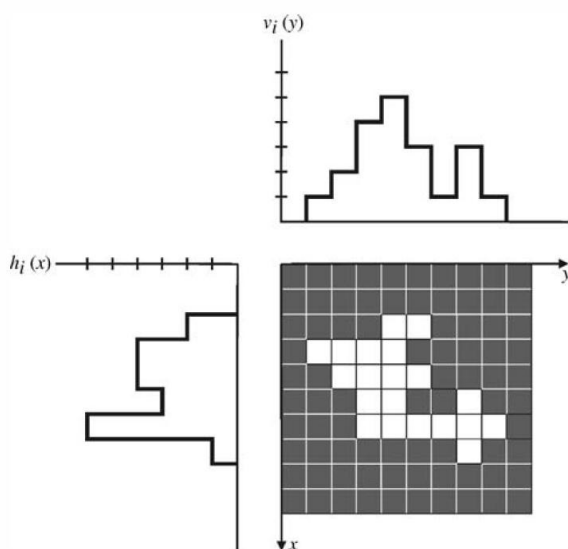
V našem případě je objektem předzpracovaný binární snímek oka, na kterém se nachází pouze segment limbu. Pokud proběhne segmentace v pořádku, lze s jistotou tvrdit, že na snímku se nachází kulatý tvar limbu. Pro detekci středu, tak si lze postačit pouze s dvěma

jednorozměrnými projekcemi na sebe kolmými. Jednorozměrnou projekcí se v našem případě rozumí součet binárních hodnot ve sloupci obrazu O od prvního sloupce po M -tý sloupec. A pro druhou projekci postačí obraz o 90° otočit a provést stejnou operaci po N -tý sloupec, viz rovnice:

$$h_i(x) = \sum_{y=0}^{M-1} O_i(x, y) \quad (5.3)$$

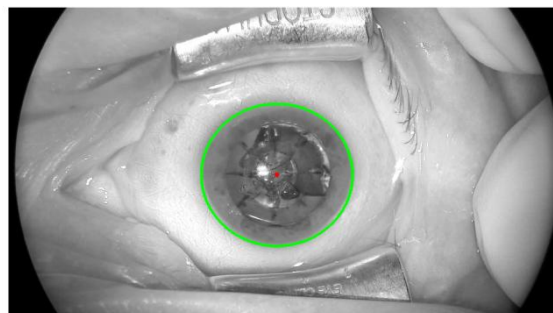
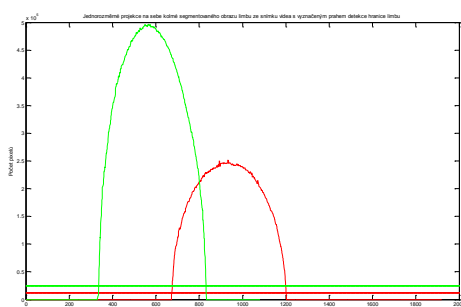
$$v_i(y) = \sum_{x=0}^{N-1} O_i(x, y) \quad (5.4)$$

kde $h_i(x)$ je projekce ve směru osy x , $v_i(y)$ je projekce ve směru osy y , M je počet řádků/sloupců, N je počet řádků/sloupců a O_i je originální obraz. Na *Obrázek 32* lze vidět grafický výsledek součtu sloupců ze dvou jednorozměrných projekcí na sebe kolmých z obrazu O pomocí vztahů (5.3 a 5.4).



Obrázek 32: Ukázka součtu sloupců dvou jednorozměrných projekcí modelu dvourozměrné scény. [3]

Na *Obrázek 33* je ilustrován výsledek, kde na obrázku vlevo jsou zobrazeny dvě jednorozměrné projekce na sebe kolmé, vytvořené ze segmentovaného snímku spolu s vyznačenými prahy pro detekci hranice limbu a bělimi. Prah je určen na 5% z maximální hodnoty součtu řádků, nebo sloupců pro každou z projekcí. Na pravém obrázku je ilustrován výsledek detekovaného středu spolu s detekovanou hranicí limbu ve tvaru elipsy. Vybráním prostřední hodnoty z intervalu detekovaného prahem pro každou projekci získáme souřadnice středu limbu, kde projekce vyznačená červeně značí souřadnice na ose x a zelená na ose y .



Obrázek 33: Graf dvou jednorozměrných projekcí z video snímku spolu s vyznačenými prahy, kde projekce vyznačená červeně značí souřadnice na ose x a zelená na ose y. Vpravo je výsledek detekce středu spolu s hranicí limbu.

5.2 Detekce středu zornice ze snímku štěrbinové lampy

Při akvizici snímků pomocí štěrbinové lampy se může stát, že do oblasti zornice a duhovky zasahují řasy případně víčka pacienta. V takovém případě dochází k překrytí limbu a jasně kontrastní hranice mezi limbem a očním bělmem se tak vytrácí. Proto je potřeba použít metodu, která je schopná určit střed i za takovýchto podmínek. Proto je vybrána metoda Houghovy transformace, která je schopna detekovat střed oka i při částečně přivřeném oku pacienta. Nutnou podmínkou před samotnou transformací, je potřeba originální data vhodně předzpracovat spolu s vytvořením hranové reprezentace snímku podle prahové hodnoty.

5.2.1 Hranová detekce

Hranovou reprezentací se rozumí, kde dochází k transformaci obrazu na soubor křivek, kde křivky popisující nejdůležitější rysy v analyzovaném obraze. Hrany se v obraze objevují například při změně barvy povrchu, tedy místa, kde dochází k rychlé změně jasu v obraze. Cílem hranové reprezentace je získat takový binární snímek, který reprezentuje námi požadované hrany.

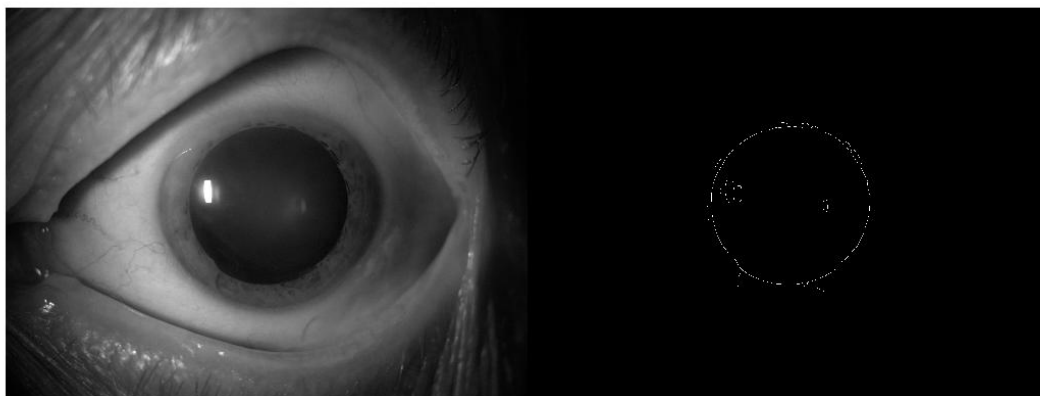
Pro vytvoření hrubé hranové reprezentace lze použít maskové operátory jako například Prewitt, Sobel, Kirch, které se řadí mezi základní směrové masky (nazývané také jako kompasové detektory), kde maska detekuje hrany v daném směru [20]. Pro vytvoření hranové reprezentace, byla na základě vstupních dat zvolena metoda detekování hran pomocí Cannyho detektoru.

Metoda Canny detektoru se skládá z několika navazujících kroků: Nejprve se v originálním obraze se filtruje šum pomocí Gaussianu. Následně se detekují hrany pomocí některých z kompasových detektorů ve všech směrech a vypočítá se absolutní hodnota gradientu v obraze. Následuje výpočet směru gradientu podle vzorce:

$$\theta_{i,k} = \arctan \frac{\Delta_y f_{i,k}}{\Delta_x f_{i,k}} \quad (5.5)$$

kde $\Delta_x f_{i,k}$ odpovídá obrazu aproximující gradient ve směru osy x a $\Delta_y f_{i,k}$ ve směru osy y. V dalším kroku se určí směr hrany v každém bodu a normalizuje se do jednoho ze čtyř směrů, kde sledováním hrany potlačí veškeré pixely, které nejsou vyhodnoceny jako hranové. V posledním kroku se provede prahování s hysterezí. [20]

Vstupní parametry pro Cannyho detektor je potom: vstupní obraz, prahová hodnota a hodnota sigma. Vstupním obrazem je šedotónový obraz z štěrbínové lampy po aplikování kruhové masky. Velikost prahu je určena pomocí Otsu metody. Velikost sigmy je nastavena hodnotu 5, kde velikost sigmy definuje standardní odchylku od Gaussianovy funkce a závisí na požadavku, jaký typ hrany je potřeba nalézt. Pro hrany s ostrou intenzitou přechodu se volí malá hodnota sigmy, jako 1, 2 nebo pro hranu s malou intenzitou přechodu se volí hodnoty 10 a více [22]. Výsledkem hranové reprezentace je binární snímek, který můžete vidět *Obrázek 34*.



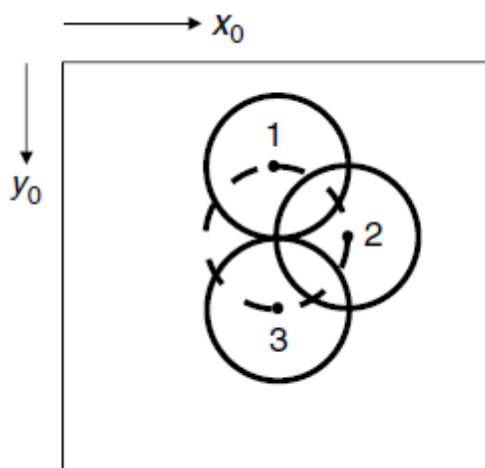
Obrázek 34: Výsledek binárního obrazu hranové reprezentace, který je vstupem do Houghovy transformace vpravo, vlevo vstupní obraz k hranové detekci.

5.2.2 Houghova transformace

Houghova transformace je metoda sloužící k detekci jednoduchých obrazových primitiv, jako například k detekci přímky, kružnice, nebo elipsy z binárního obrazu. Cílem transformace je získat takovou podmnožinu bodů z originálního šedotónového obrazu, která se nejvíce podobá hledanému primitivu, v našem případě kružnice definované rovnicí:

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 = r^2 \quad (5.6)$$

kde x a y jsou souřadnice bodu na kružnici, x_0 a y_0 jsou souřadnice středu kružnice a r je poloměr kružnice. [21]

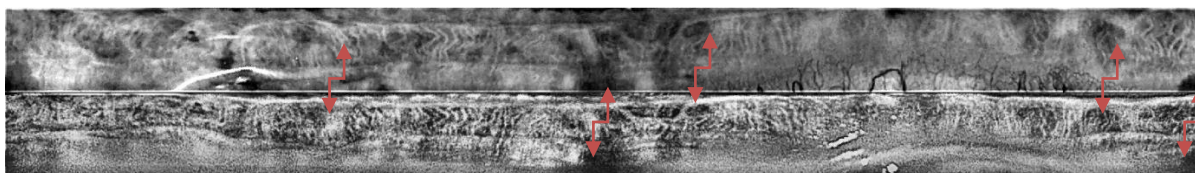


Obrázek 35: Prostor akumulátoru Houghovy transformace. [19]

Postup transformace pro detekci středu kružnice je takový, že pro každý bod z vstupního binárního obrazu jsou vytvořeny sady kružnic o přibližném poloměru hledaného poloměru. Jednotlivé sady kružnic jsou uloženy do akumulátoru. Akumulátor je třírozměrného parametrického pole, kde x -ová osa a y -ová osa reprezentují souřadnice hledaného středu a z -osa jednotlivé poloměry. Výsledný střed kružnice se potom nachází na pozici v akumulátoru, kde je vytvořen nejvýraznější shluk, vytvořený průnikem nejvíce kružnic, obdobně jako na Obrázek 35 je vytvořen průnik 3 kružnic.

6 DETEKCE ROTACE OKA

Tato kapitola je věnována návrhu metody zpracování snímků za účelem detekce rotace oka mezi snímky z předoperačního vyšetření štěrbinovou lampou a video snímky z operačního sálu. Detekce rotace oka se poté využívá k potočení souřadného systému na operačním sále z důvodu změny polohy pacienta ze sedu, do lehu a použití očního rozvěrače. Oba snímky, jsou po vizuální stránce strukturálně velmi odlišné a pohledem netrénovaného oka lze velmi těžko najít společné atributy mezi snímky. Při vizuální analýze jednotlivých dat bylo zjištěno, že pro detekci potočení existují dvě možnosti. První je detekovat potočení pomocí charakteristických příznaků na duhovce. Druhou metodou je potočení na základě detekce jednotlivých cévek v obraze, viz kapitola 2. V této kapitole a je popsána první metoda detekce potočení pomocí duhovky, kde vstupními daty jsou normalizované duhovkové výřezy, viz *Obrázek 36*.



Obrázek 36: Ukázka pěti společných příznaků na normalizovaných duhovkových výřezech, nahoře snímku štěrbinové lampy, dole video snímku.

Výběrem duhovkových výřezu bylo zvoleno, z důvodu, že snímky ze štěrbinové lampy disponují velmi často kvalitním snímkem duhovky s často mnoho příznaky. Mezi nevýhody použití duhovkových výřezu je vlastnost, že duhovka před operací katarakty bývá občas zúžená. To znamená, že velikost duhovky se mírně stlačí a jednotlivé charakteristické atributy, buď tak zmizí, nebo zmenší svoji velikost a jsou tak hůře detekovatelné.

Při pohledu na vstupní data, lze pozorovat jednotlivé charakteristické příznaky na obou výřezech duhovky. Duhovkové příznaky mají vlastnost, že vytvářejí charakteristickou mapu specifických bodů unikátní pro každého pacienta. Jednotlivé příznaky jsou definovány svojí velikostí, tvarem a především polohou. Nejvíce příznaků je obvykle okolo zornice v první polovině duhovky, ale není výjimkou, že se příznaky v podobě barevných skvrn, vyskytují i na okraji duhovky. Této vlastnosti je využito při hledání společných příznaků mezi snímky štěrbinové lampy a video sekvence, viz *Obrázek 36*.

Metoda detekce potočení pomocí charakteristických příznaků na duhovce je velmi závislá na kvalitě vstupních dat a na jejich následném předzpracování, které jednotlivé příznaky

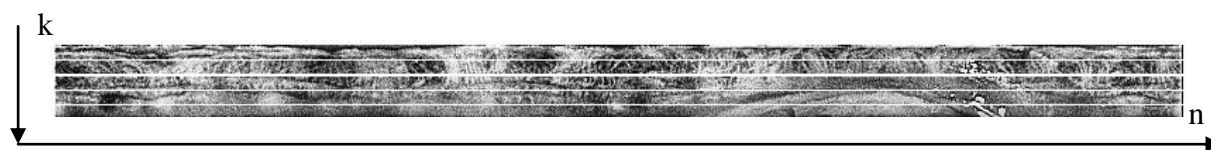
zvýrazní. Použitím dvou akvizičních zařízení má za následek, že se snímky mohou mírně lišit. V ideálním případě, bude počet duhovkových příznaků na snímku ze štěrbinové lampy a z video sekvence stejný. Ve skutečnosti jsou některé příznaky potlačeny, díky tvarovým změnám duhovky na snímcích videa, kde jsou některé příznaky potlačeny, kvůli využití metody extrakce duhovky vycházející z vlastnosti, že duhovka je ve tvaru kružnice a nikoliv elipsy.

Na základě vlastností snímků duhovky byla navržena metoda, využívající matematickou operaci vzájemné korelace mezi extrahovanými 1D signály duhovkových výřezu snímku štěrbinové lampy a video snímku. Metoda je použita za předpokladu, že vstupní data jednotlivých duhovkových výřezů jsou strukturálně stejně velké s minimálním počtem artefaktů. Pro porovnání dvou signálů bylo potřeba nejprve extrahovat 1D signál z 2D šedotónového obrazu způsobem, jaký je popsán v následujícím bodě

6.1 Extrahování 1D signálu

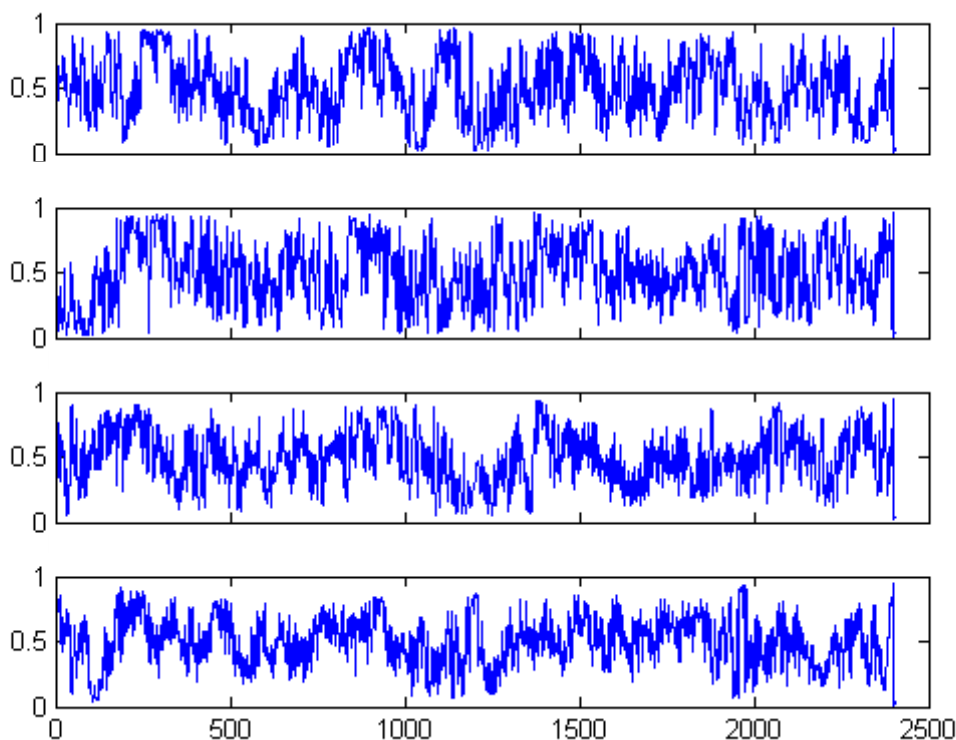
Extrahování 1D signálu bylo provedeno způsobem, kdy se vychází, že oba obrazy mají stejný počet řádků. Potom z obou obrazů lze extrahovat právě tolik 1D signálů, kolik dané 2D obrazy mají řádků. Extrahované hodnoty 1D signálu potom reprezentují normalizované hodnoty jasu v rozmezí 0 a 1.

Ukázka extrahování čtyř 1D signálů z 2D výřezu normalizované duhovky štěrbinové lampy dobře ilustruje *Obrázek 37*, kde výsledek extrakce je zobrazen na *Obrázek 38*.



Obrázek 37: Normalizovaná duhovka štěrbinové lampy s vyznačenými 4 řádky pro extrakci 1D signálů.

Výsledek extrahovaných čtyř signálů z 2D šedotónového obrazu



Obrázek 38: Výsledek extrahovaných čtyř signálů z 2D šedotónového obrazu o velikosti 156 x 2405 pixelů.

Pro získání co nejvíce charakteristických příznaků z celé oblasti duhovek včetně jejich okrajů, jsou extrahovány řádky v rozmezí od 10 do počtu řádků k s hodnotami od 10 do $n-10$.

Jakmile je extrahováno k řádků z duhovky šterbinové lampy a k řádků z duhovky video sekvence, tak lze jednotlivé signály mezi sebou porovnat. Zde byl zvolen způsob porovnání mezi jednotlivými řádky tak, že se vždy porovnává 1. řádek snímku s 1. řádkem druhého snímku, dále 2. řádek prvního snímku s 2. řádkem druhého snímku a tak dále až do posledních řádků extrahovaných duhovek.

6.2 Korelace extrahovaných 1D signálu duhovky

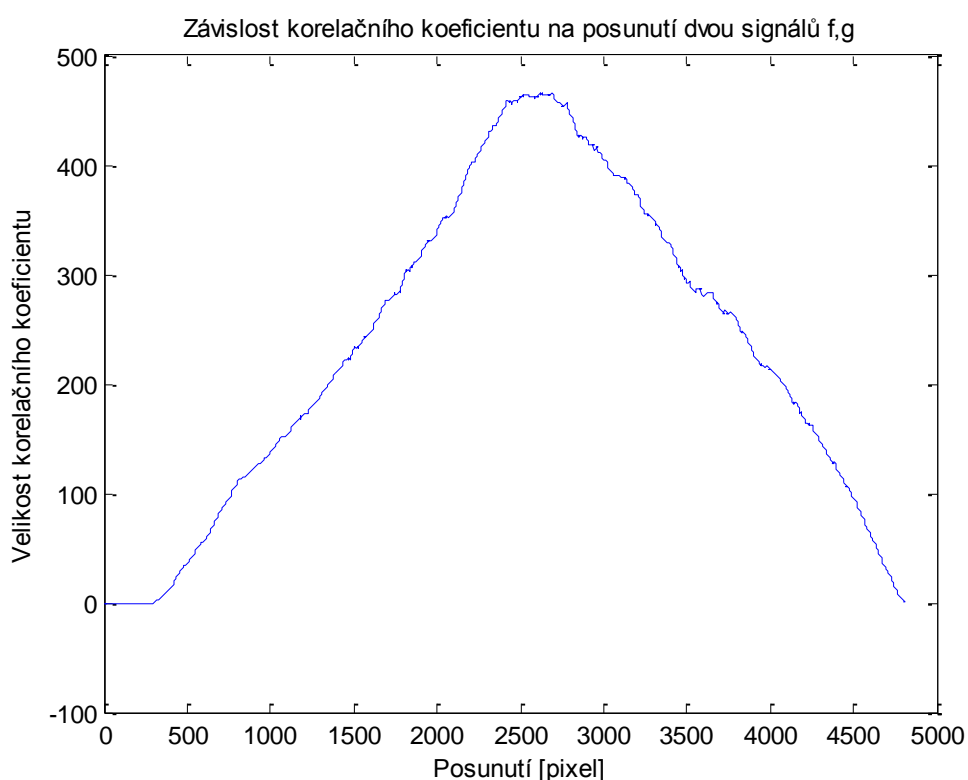
Metoda detekce rotace duhovky z video sekvence využívá matematické operace vzájemné korelace. Vzájemná korelace je důležitou operací v oblasti zpracování signálu určující podobnost tvaru signálů. V lineární algebře odpovídá skalárním součinům. Pomocí vzájemné korelace lze tedy určit podobnost mezi dvěma signály a tak určit výsledný posun. Výpočet korelačního koeficientu mezi dvěma diskrétními signály $f[m]$ a $g[m]$ je určen vztahem: [23]

$$R_{fg}[n] = \sum_m f^*[m]g[n+m] \quad (6.1)$$

$$= \sum_m f^*[m-n]g[m] \quad (6.2)$$

kde f^* představuje komplexně sdružené číslo f , m udává vzorek signálu $f[m]$ $g[m]$, n udává velikost posunutí mezi signály f, g v rozmezí $0 \leq m \leq 2 \cdot n$.

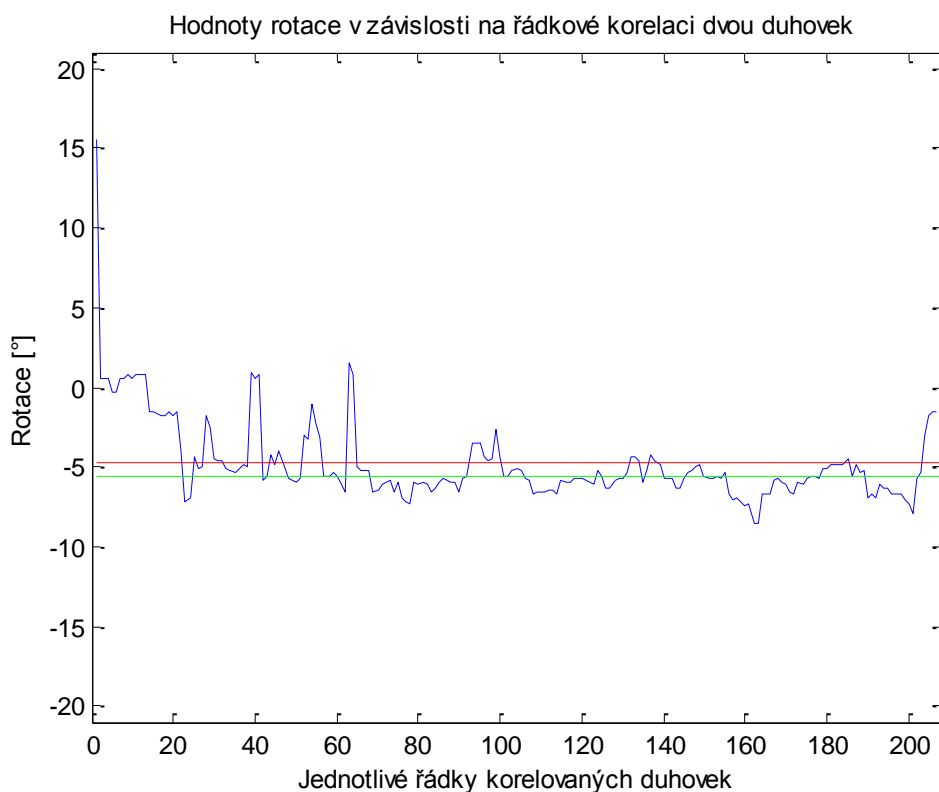
Na *Obrázek 39* je zobrazena závislost vypočtené velikosti korelačního koeficientu na posunutí mezi dvěma signály. Maximální hodnota korelačního koeficientu definuje posunutí mezi dvěma signály, kde první signál reprezentuje k řádek z normalizovaného duhovkového výřezu šterbinové lampy a druhý reprezentuje k řádek z normalizovaného duhovkového výřezu snímku videa.



Obrázek 39: Závislost korelačního koeficientu na posunutí mezi diskrétními signály f, g .

Výpočtem korelačního koeficientu pro všech k řádků extrahovaných signálů, vznikne tak k výsledků posunu, které v ideálním případě vykazují stejné hodnoty. V reálném případě mohou některé výsledky korelačního koeficientu být zatíženy chybou a výsledný posun se může lišit. Z tohoto důvodu byl výsledný posun nejprve přepočten na stupně, kde se výsledný posun v pixelech vynásobil podílem šířky duhovkového výřezu a hodnotou 360. Výsledné hodnoty rotace oka pro jednotlivé řádky jsou následně vyneseny do grafu na *Obrázek 40*, kde se posuzuje závislost rotace na řádkové korelaci.

Jako výsledná hodnota rotace mezi dvěma duhovkovými výřezy šterbinového snímku a video snímku je potom vybrána mediánová hodnota. Tato hodnota vychází z předpokladu, že detekovaná rotace by se měla v grafu opakovat nejvíce krát a není tak ovlivněna případnými vychýlenými hodnotami..



Obrázek 40: Graf reprezentující jednotlivé hodnoty rotace v závislosti na vzájemné řádkové korelaci duhovek.

Pokud je výsledná hodnota rotace oka kladná, souřadný systém se otáčí proti směru hodinových ručiček, v případě záporné hodnoty rotace je tomu naopak.

7 VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

Ve spolupráci s oční klinikou Gemini bylo zaznamenáno dat od 75 pacientů, kde se nasnívalo přibližně 140 očí štěrbinovou lampou a přibližně 35 video záznamů z operace šedého zákalu. Anonymizovaná data byla zpracována za účelem vložení polárního souřadného systému ve videozáznamu operace šedého zákalu.

Z celkového počtu 75 pacientů byl vytvořený algoritmus testován na vybraných 13 pacientech (22 očí), u kterých byly vhodně zaznamenány data, jak ze štěrbinové lampy, tak z video sekvence pro účel diplomové práce.

Byla vytvořena metoda pro detekci středu a pohybu oka ve video sekvenci, která je doplněna o detekci rotace oka. Díky variabilitě jednotlivých očních struktur využívá program uživatelského vstupu pro načtení dat a vyznačení 3 charakteristických souřadnic v obraze na snímku štěrbinové lampy a na prvním snímku video sekvence. Z video sekvence bylo extrahováno celkem 6 snímků s časovým intervalem standardně 1 sekundy zaznamenávající oko pacienta. V případě, že do snímku výrazně zasahoval cizí objekt (například ruka chirurga, případně chirurgický nástroj) byl interval prodloužen.

V následujících bodech kapitoly jsou uvedeny výsledky detekce středů ze snímků štěrbinové lampy a video sekvence, kde výsledky úspěšnosti detekce středů jsou interpretovány v *Tabulka 2*. V poslední části jsou uvedeny výsledky detekce rotace.

Tabulka 2: Výsledky úspěšnosti detekce středu na snímku štěrbinové lampy a na 6 snímcích video sekvence pro pravé a levé oko, kde x značí neoperované oko pacienta.

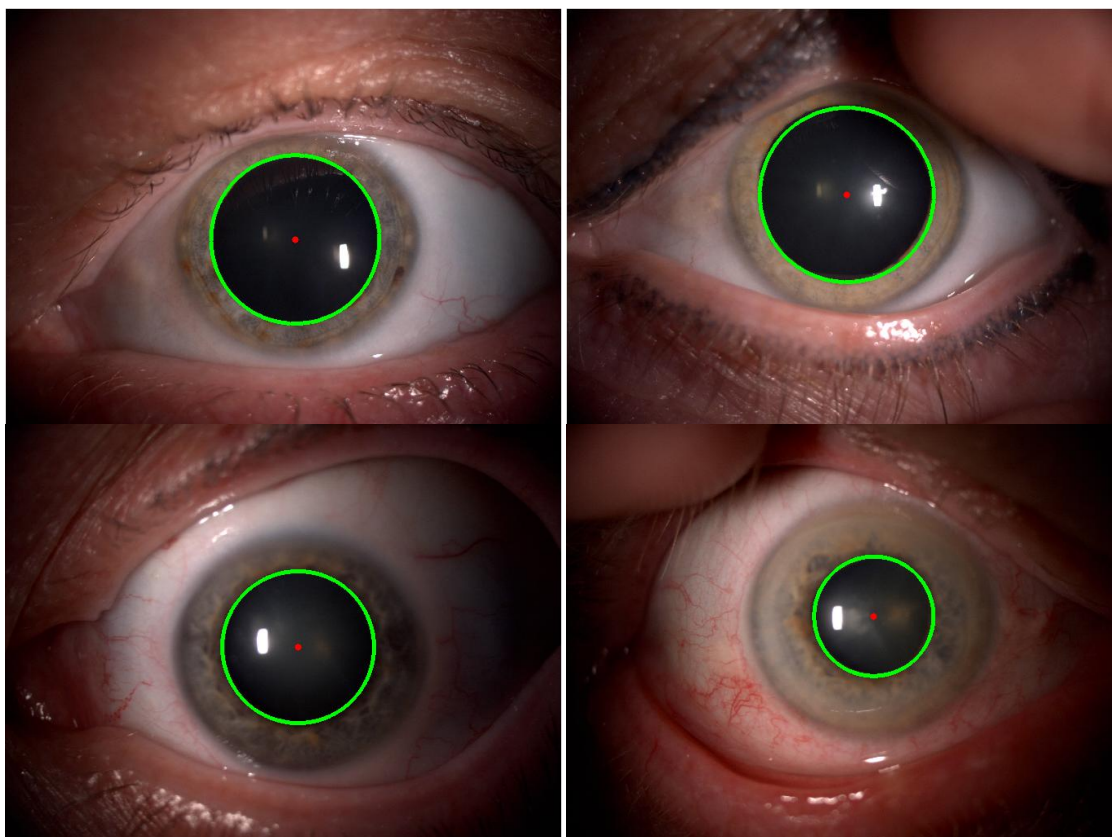
	Detekce středu zornice z fotografie štěrbinové lampy		Počet úspěšně detekce středu limbu z 6 snímků video sekvence	
ID pacienta	pravé	levé	pravé	levé
1	ano	ano	6	6
2	ano	ano	6	6
3	x	ano	x	6
4	ano	ano	6	6
5	ano	ano	6	6
6	x	ano	x	6
7	ano	ano	6	5
8	ano	ano	5	4
9	ano	x	6	x
10	ano	ano	0	5
11	ano	ano	6	6
12	ano	x	6	x
13	ano	ano	0	0
Úspěšnost detekce	100%		83%	

7.1 Výsledky detekce středu zornice ze snímku štěrbinové lampy

Detekci středu oka ve snímcích ze štěrbinové lampy bylo provedeno za účelem získání duhovkového výřezu pro následnou detekci jednotlivých příznaků. Metoda využívající metodu hranové reprezentace s následným využití Houghovy transformace pro detekování středu.

Metoda byla aplikována na všech 22 snímků štěrbinové lampy s úspěšností detekce středu zornice 100%, kde za úspěšnou detekci se hodnotí lícování kružnice s hranou zornice, viz *Obrázek 41*. Metoda byla otestována na snímcích o originální velikosti 2048 x 1536 pixelů. Metoda detekuje střed v časovém rozmezí od 7 do 10 sekund. Čas, za který dojde k detekování středu, lze snížit, pokud je rozlišení snímku zmenšeno například o 30% na velikost snímku 1434 x 1076 pixelů. Detekce středu se zmenšených rozlišení se pohybuje v rozmezí od 5 do 6 sekund s úspěšností také 100%.

Na *Obrázek 41* lze vidět výsledek detekce středů ve snímku, kde střed zornice je vyznačen červenou tečkou a hranice zornice a duhovky je vyznačena zelenou kružnicí. Algoritmus kvalitně detekoval střed i na mírně rozmazaných snímcích s nerovnoměrným osvětlením jako například na snímku vlevo dole.



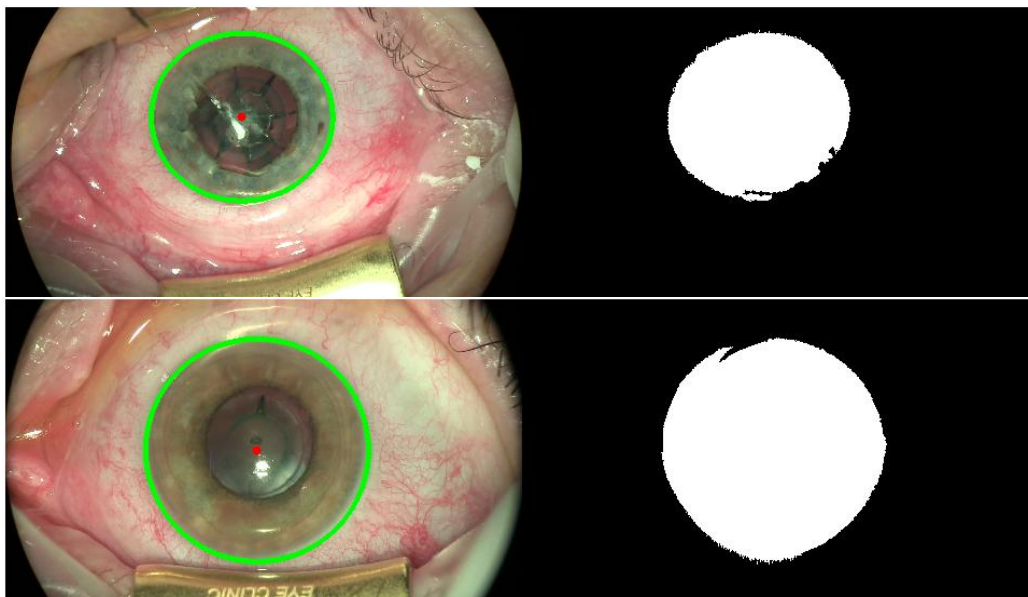
Obrázek 41: Výsledek detekce středu snímku šterbinové lampy, červený bod značí střed, zelená kružnice hranici zornice.

7.2 Výsledky detekce středu limbu ve snímcích video sekvence

Detekci středu oka ve video snímcích bylo provedeno za účelem získání duhovkového výřezu z prvního snímku videa s následnou detekcí jednotlivých příznaků k určení cyklotorze oka. Na dalších snímcích probíhá pouze detekce středu limbu pomocí metody dvou navzájem kolmých projekcí na předzpracovaných binárních snímcích.

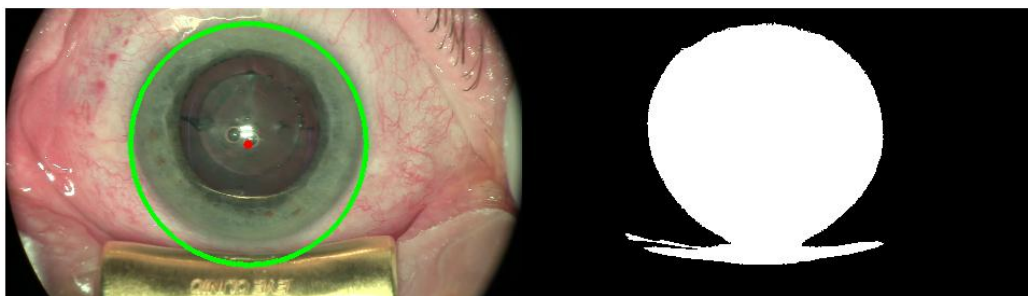
Metoda byla použita na všech 22 video záznamech (132 snímků) s úspěšností detekce středu limbu 83% (110 snímků), kde za úspěšnou detekci se hodnotí lícování hranice segmentovaného obrazu s hranicí limbu, viz *Obrázek 42*. Metoda byla otestována na snímcích o originální velikosti 1920 x 1080 pixelů. Metoda detekuje střed v časovém rozmezí od 0,27 do 0,35 sekundy. Čas, za který dojde k detekování středu, lze snížit, pokud je rozlišení snímku zmenšeno například o 50% na velikost snímku 960 x 540 pixelů. Detekce středu se zmenšených rozlišením se pohybuje v rozmezí od 0,11 do 0,15 sekundy se

shodnou úspěšností jako při testování na originálním snímku. Vzhledem ke snímkovací frekvenci videa 25 snímku za sekundu, lze tento algoritmus aplikovat na každém čtvrtém snímku videa. To z něj dělá kvalitní nástroj pro budoucí detekci středu limbu v režimu reálného času.



Obrázek 42: Výsledek detekce středu z video snímku dvou pacientů, červený bod značí střed limbu, zelená čára hranici limbu získanou ze segmentovaného obrazu zobrazeného vpravo.

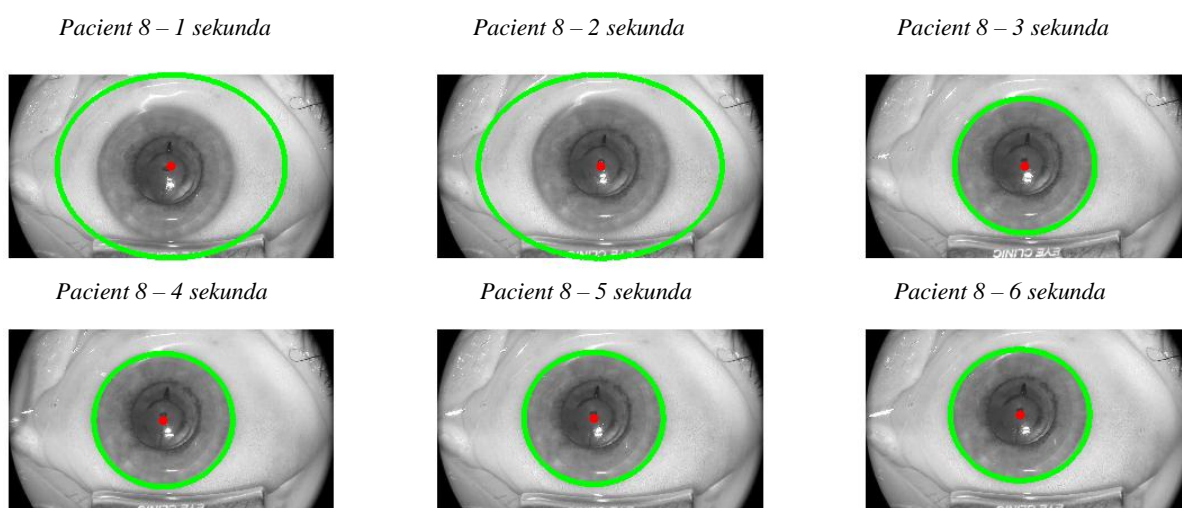
U zbylých 18% (22 snímků) proběhla detekce středu s odchylkou, díky zahrnutím například očního rozvěrače do segmentovaného obrazu pro detekci středu limbu. Největší odchylka byla detekována na všech 6 snímcích pacienta 10 pravého oka, kde došlo k začlenění očního rozvěrače a okrajů snímku do segmentovaného obrazu. Střed se tak nacházel až na hranici zornice a duhovky. U zbylých 17 snímků se jednalo spíše o minimální odchylku vertikálním směrem. Důvody menší odchylky vertikální směrem jsou z důvodu začlenění do binárního snímku očního rozvěrače (3 snímky), chirurgického nástroje (1 snímek), nebo díky přesvětlené scéně (12 snímků pacienta 13) a odleskům na duhovce (1 snímek). Úspěšný počet detekovaných středů ve snímcích videa pro jednotlivé pacienty je uveden v *Tabulka 2*.



Obrázek 43: Výsledek špatné detekce středu z video snímku, červený bod značí střed limbu, zelená čára hranici limbu s očním rozvěračem získanou ze segmentovaného obrazu zobrazeného vpravo.

Příčinou začlenění očního rozvěrača do výsledného segmentovaného obrazu je z důvodu, že hranice mezi limbem a očním rozvěračem je v těsné blízkosti se segmentovaným limbem a hranice není tak dostatečně velká a kontrastní. Výsledek segmentace by šlo teoreticky zlepšit volbou materiálu rozvěrača, u kterého by nevznikaly tmavé stíny způsobující propojení segmentovaných oblastí. U pacienta 13, kde důvodem špatné detekce středu všech 12 snímků videa byla přesvětlená scéna, je pravděpodobně způsobena špatným nastavením videokamery.

Výsledek detekce středu limbu ve video sekvenci pacienta 8 levého oka s krokem záznamu 1 vteřiny je zobrazen na *Obrázek 44*. Kde lze pozorovat, že na prvních dvou snímcích je mezera mezi rozvěračem a limbem natolik malá, že dojde ke spojení segmentovaných oblastí, kde výsledkem je špatná detekce středu. U zbylých čtyř snímků se hranice zvětší a detekce středu proběhne správně.



Obrázek 44: Výsledek detekce středu limbu ve video sekvenci pacienta 8 s krokem záznamu 1 sekundy.

7.3 Výsledky detekce rotace oka

Rotace oka, nebo také nazývána cyklotorze oka, nastává při změně polohy pacienta ze sedu, do lehu a při použití očního rozvěrače. Souřadný systém se definuje ze snímku štěrbinové lampy a k detekci rotace vůči definovanému souřadnému systému se používá první snímek video sekvence. K detekci rotace oka je potřeba z vybraných snímků extrahovat normalizované duhovkové výřezy a mezi kterými se následně detekuje výsledná rotace.

Detekci rotace byla provedena na všech 22 očích, kde výsledky průměrné hodnoty rotace oka ze tří měření při použití metody 1D korelace jsou uvedeny v *Tabulka 3*. U 17 očí byla detekována cyklotorze do ± 2 stupňů, u 5 očí byla detekována cyklotorze do ± 5 stupňů. Výsledek rotace je u všech pacientů ve fyziologickém rozmezí s maximy rotace $-3,5^\circ$ a $3,1^\circ$.

Tabulka 3: Výsledek průměrné hodnoty rotace oka ze 3 měření detekované pomocí 1D korelace extrahovaných duhovek snímků štěrbinové lampy a video sekvence příslušného pacienta.

ID pacienta	Výsledek Cyklotorze oka	
	pravé	levé
	Rotace [°]	Rotace [°]
1	1,0	-1,5
2	0,7	1,2
3	x	0,6
4	-0,4	0,6
5	0,7	0,7
6	x	-2,5
7	-1,3	-1,5
8	-3,5	-1,6
9	-2,1	x
10	3,1	-1,5
11	0,7	2,2
12	0,7	x
13	0,7	0,7

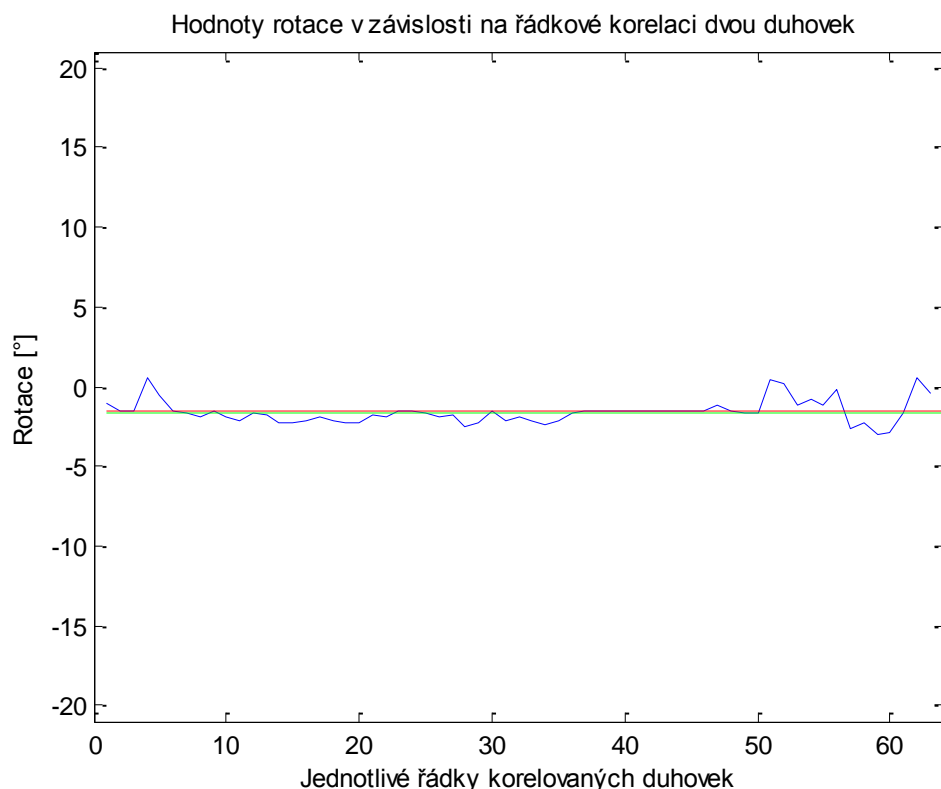
Bez znalosti přesné hodnoty rotace lze velmi obtížně a objektivně zhodnotit úspěšnost detekce rotace. Data byly proto hodnoceny na základě vizuálního porovnání mezi souřadným systémem štěrbinové lampy a pootočeným souřadným systémem ve video snímku, kde bylo zjištěno, že u přibližně 66% očí proběhla detekce v rozmezí $\pm 2^\circ$ a zbylých 34% v rozmezí do $\pm 10^\circ$. Metoda vzájemné korelace detekuje rotaci mezi 2 snímky o velikosti 1344 x 756 pixelů v průměru za 1,2 sekundy.

Podle grafu zobrazeného na *Obrázek 46* je průměrná cyklotorze oka u pacienta 1 levého oka $-1,5$ stupně, kde detekované hodnoty rotace jsou v grafu přibližně konstantní. Na *Obrázek 45* je zobrazen duhovkový výřez snímku štěrbinové lampy a video snímku, na základě kterého byla cyklotorze vypočtena. Podle výřezu lze vizuálně pozorovat, zda je obraz dostatečně ostrý a zda obsahuje společné příznaky, jejichž obsah je v obraze podmínkou pro správnou detekci rotace oka. Podle těchto parametrů, tak lze odhadnout, zda k cyklotorzi dochází a přibližně v jaké míře. Jedná se tak o další možnost vizuální kontroly vypočteného výsledku. U konkrétního pacienta jsou oba výřezy dostatečně ostré s příznaky na obou obrazech, převážně na okraji duhovky. Metoda vzájemné korelace je tak schopna jednotlivé příznaky detekovat a vypočítat správnou hodnotu rotace. Výslednou kontrolou detekované cyklotorze, je zobrazení samotného souřadného systému ve snímku videa potočeného o hodnotu rotace duhovky. Výsledek rotace u pacienta 1 levého oka je zobrazený na *Obrázek 49*, kde při pohledu na souřadný systém lze říci, že výsledek je správný.

Při využití zbylých 5 snímků videa pro detekci cyklotorze byla výsledná hodnota detekována shodně v rozmezí $\pm 0,1^\circ$.



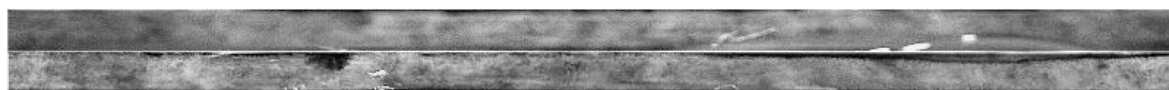
Obrázek 45: Duhovkový výřez pacienta 1 levého oka, nahoře snímek ze štěrbinové lampy a dole z video sekvence.



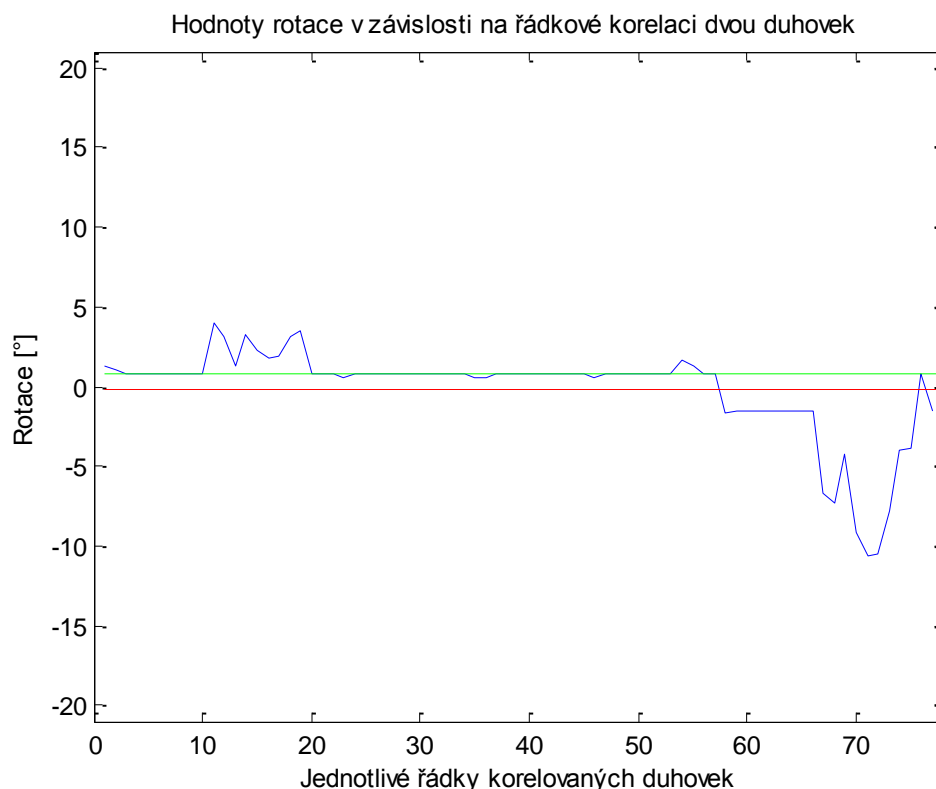
Obrázek 46: Hodnoty rotace v závislosti na řádkové korelaci dvou duhovek pacienta 1 levého oka.

Podle grafu zobrazeného na *Obrázek 48* je průměrná cyklotorze oka u pacienta 5 pravého oka 0,7 stupně. Výsledek vypočtené cyklotorze, na základě obrázku 3 v obrazové příloze, je chybný a je zařazen do skupiny výsledků, u kterých vyšla výsledná cyklotorze s chybou $\pm 10^\circ$ a více.

Chyba je způsobená díky nedostatečně kontrastnímu snímku štěrbinové lampy, na kterém lze pozorovat, že se nachází minimum duhovkových příznaků, viz *Obrázek 47*. Lze tedy usoudit, že pokud není vytvořena dostatečně kontrastní fotografie, kde by duhovka obsahovala dostatečný počet příznaků, nebo alespoň střídající se světlé a tmavé pruhy, bude výsledek vzájemné korelace zatížen chybou a hodnota rotace oka se bude blížit k 0° . Chyba může vzniknout také v případě, že se na duhovce video snímku vyskytují odrazy světla, u kterých závisí především, na intenzitě a velikosti světelného artefaktu. V případě malého zatížení nedojde k ovlivnění výsledné hodnoty rotace, kvůli výběru mediánové hodnoty.



Obrázek 47: Duhovkový výřez pacienta 5 pravého oka, nahoře nedostatečně kontrastní snímek ze štěrbinové lampy a dole snímek z video sekvence.



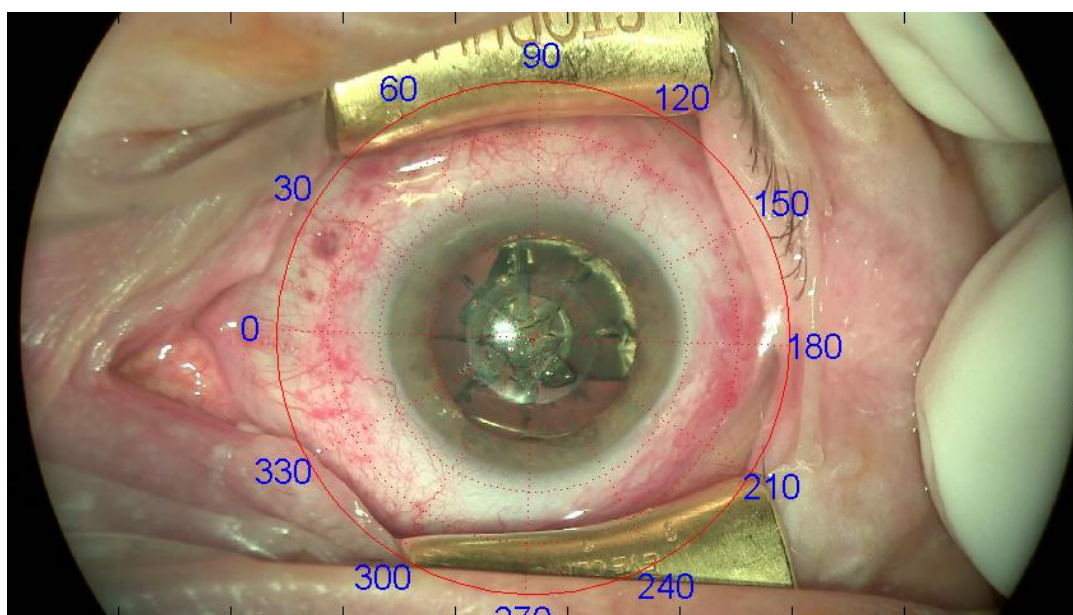
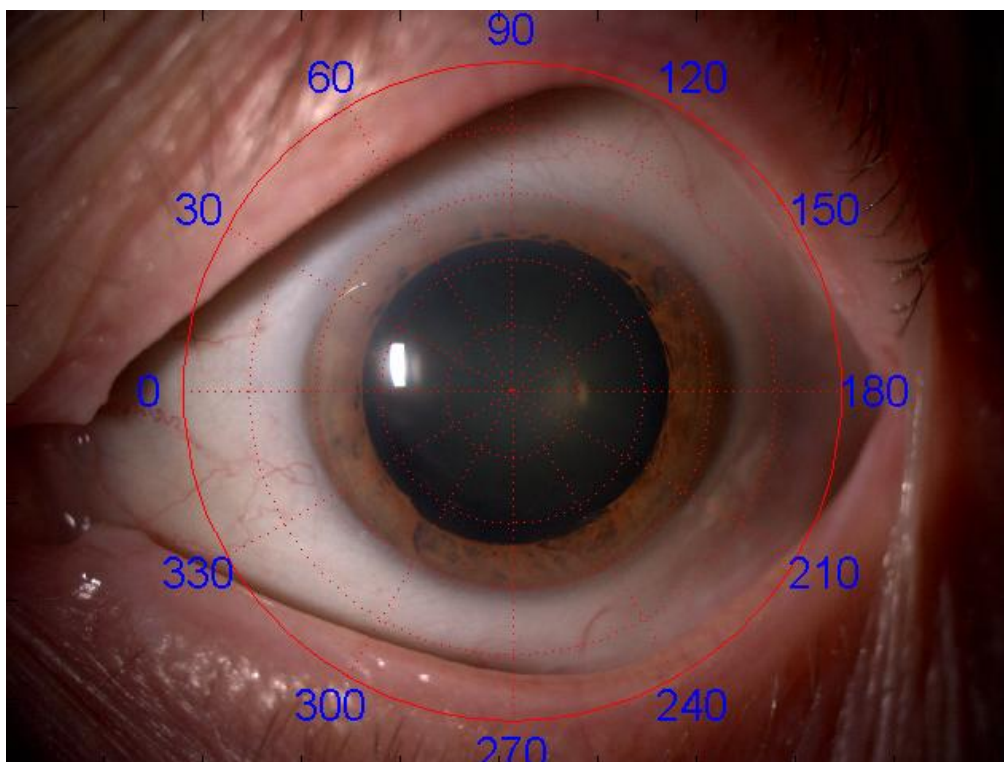
Obrázek 48: Hodnoty rotace v závislosti na řádkové korelaci dvou duhovek pacienta 5 pravého oka.

7.4 Zobrazení polárního souřadného systému

Výsledek zobrazení polárního souřadného systému u pacienta 1 levého oka se správně detekovanou hodnotou cyklotorze oka je ze snímku štěrbinové lampy a video snímku je zobrazena na *Obrázek 49*. Při pohledu na průsečík duhovky s hodnotou 300° na obou snímcích si lze graficky ověřit správnost detekované cyklotorze. Zobrazení souřadného systému je vloženo do originálních snímku v čase od 10 do 12 sekund, kde časový úsek od 7 do 10 sekund probíhá pro výpočet středu snímku ze štěrbinové lampy. Výsledek zobrazení závisí na detekci středů z obou snímků a výsledné detekci rotace oka.

Pomocí soustředným kruhů zobrazených v souřadném systému lze zároveň posoudit správnou detekci středu. Grafické zpracování má zvětšené čísla pro snadnější orientaci v souřadném systému. Nevýhodou zobrazení je nemožnost změny velikosti souřadného systému a tak část souřadného systému v závislosti na poloze oka je ořezána.

Výsledky vložení souřadného systému pro další 3 pacienty je zobrazeno v obrazové příloze.



Obrázek 49: Výsledek vložení polárního souřadného systému eliminující cyklotorzní pohyb mezi snímky štěrbinové lampy (nahore) a video sekvence (dole) pacienta 1 levého oka.

8 ZÁVĚR

Diplomová práce se zabývá zpracováním obrazových dat za účelem vložení polárního souřadného systému v průběhu operace šedého zákalu. Cílem práce je vytvořit metodu, která na základě registrovaných dat ze štěrbinové lampy dokáže detekovat rotaci oka a výsledný souřadný systém ve video záznamu zobrazit a pootočit.

V první kapitole je stručně rozebrán úvod do problematiky šedého zákalu včetně její diagnostiky a dnešní léčby. V kapitole je uveden moderní postup implantace nitrooční čočky spolu s požadavky vzhledem k navrhovanému programovému řešení a zdůvodnění praktického využití programu. V kapitole jsou popsány cyklotorzní pohyby oka, které se běžně vyskytují při operacích katarakty až do velikosti ± 20 stupňů. Ve druhé kapitole je popsán způsob sběru anonymizovaných dat spolu s vlastnostmi registrovaných snímků, kde nalezení společných atributů pro detekování cyklotorze oka může být složité, díky změně očních struktur mezi jednotlivými snímky z předoperačního vyšetření a z průběhu operace.

Ve třetí kapitole je uveden samotný návrh programového řešení registrace snímků skládající se ze dvou částí. První část se zaměřuje na detekci středu oka a s následným vložení polárního souřadného systému do video záznamu. Druhá část se zaměřuje na eliminaci potencionální cyklotorze oka, způsobenou změnou polohy pacienta ze sedu, do lehu, případně očním rozvěračem. U obou řešení je využito grafického vstupu, kde uživatel vyznačí 3 charakteristické body ve snímcích.

Během diplomové práce bylo zaznamenáno obrazových dat od 75 pacientů ze 7 operačních dní. Bylo vytvořeno programové řešení, které bylo otestováno na vybraných 13 pacientech (22 očí), u kterých byly vhodně zaznamenány data, jak ze štěrbinové lampy, tak z videosekvence operace pro účel této diplomové práce.

První část je zaměřena na detekci středu oka s vložení polárního souřadného systému do videa. Vzhledem k požadavkům zadání, byla vytvořena metoda sloužící k rychlému detekování středu limbu ve videu za využití předzpracovaného segmentovaného obrazu a metody dvou navzájem kolmých projekcí. Testovaných bylo 132 snímků videa o velikosti 1920 x 1080 pixelů a bylo dosaženo 83% úspěšnosti detekce středu limbu v časovém rozmezí od 0,27 do 0,35 sekundy. V případě snížení velikosti snímku o 50% na velikost 960 x 540 pixelů, bylo dosaženo shodné 83% úspěšnosti detekce středu limbu v časovém rozmezí 0,11 do 0,14 sekundy. Vzhledem ke snímkovací frekvenci používané kamery 25 snímku za

sekundu, lze tento výpočet provést na každém čtvrtém snímku videa. To z něj dělá kvalitní nástroj pro budoucí detekci středu limbu v režimu reálného času.

Metoda vykazuje dobré výsledky, pokud je scéna obrazu dostatečně osvětlena a jsou tak jasně viditelné hranice mezi limbem a bělím a zároveň pokud segmentovaná oblast, především její okraje, mají přibližně stejnou hodnotu jasu. Příčinou špatné detekce u zbylých snímků je většinou díky minimální hranici mezi segmentovaným limbem a očním rozvěračem a tím zahrnutí očního rozvěrače do segmentovaného obrazu určeného k detekci středu. Volbou očního rozvěrače jiného materiálu, na kterém by se nenacházely tmavé místa, by mohlo pomoci ke zvýšení úspěšnosti detekce středu limbu.

V druhé části se věnují detekci rotace na normalizovaných duhovkových výřezech mezi snímkem štěrbinové lampy a prvním snímkem video sekvence. Pro vytvoření výřezů bylo nejprve potřeba detekovat střed zornice ze snímku štěrbinové lampy. Zde byla využita metoda Houghovy transformace, která je více robustnější než metoda dvou navzájem kolmých projekcí při detekování středu, ale je několikanásobně pomalejší, proto se nehodí na detekování středu ve video sekvenci. Využití metody Houghovy transformace bylo dosaženo 100% úspěšnosti detekce středů zornice u všech 22 testovaných snímků štěrbinové lampy o velikosti 2048 x 1536 pixelů v časovém rozmezí od 7 do 10 vteřin. Výsledek rotace byl u všech pacientů ve fyziologickém rozmezí s rotace $-3,5^\circ$ a $3,1^\circ$. Výsledné hodnoty rotace okamžitě není možno objektivně posoudit, nicméně po vložení polárního souřadného systému do snímků videa a štěrbinové lampy lze rotaci graficky přibližně vyhodnotit. Potom z 22 testovaných očí ze snímků štěrbinové lampy a video snímku o velikosti 1344 x 756 pixelů bylo u 14 očí detekována rotace v rozmezí $\pm 2^\circ$, u 2 očí v rozmezí $\pm 5^\circ$ a posledních 6 očí v rozmezí $\pm 10^\circ$ v časovém rozmezí v průměru 1,2 sekundy. Výsledek detekované rotace záleží především na kvalitní detekci středu zornice, spolu s hranicí duhovek za předpokladu, že duhovka je po celé délce přibližně stejně široká. Nízké hodnoty rotace mohou být způsobeny nedostatečnou detekcí charakteristických příznaků duhovky v závislosti na vlastnostech vstupních dat. Pro zlepšení výsledků by bylo vhodné využít nějaké další metody, jako například detekování rotace pomocí cévek na očním bělimu.

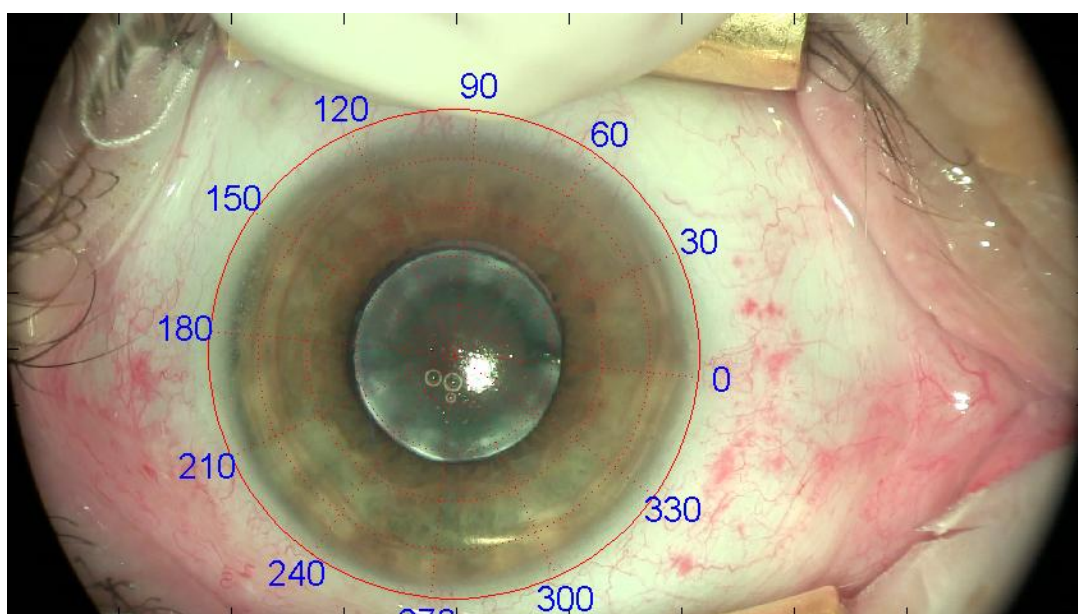
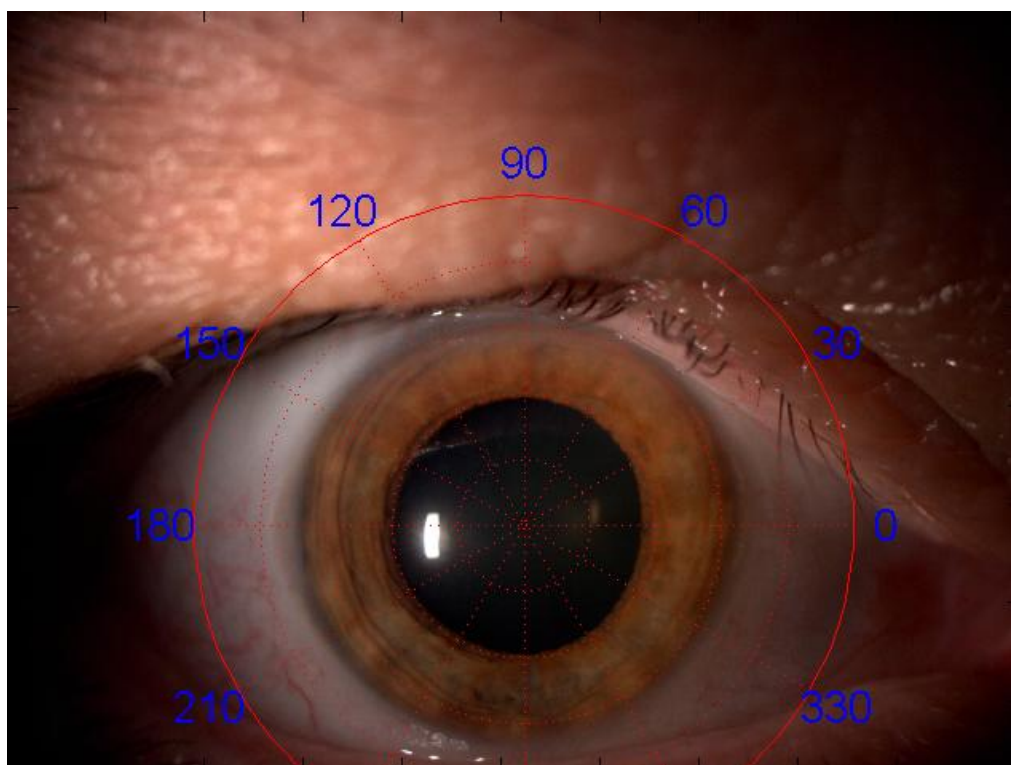
Bylo splněno všech šesti bodů diplomové práce.

Literatura

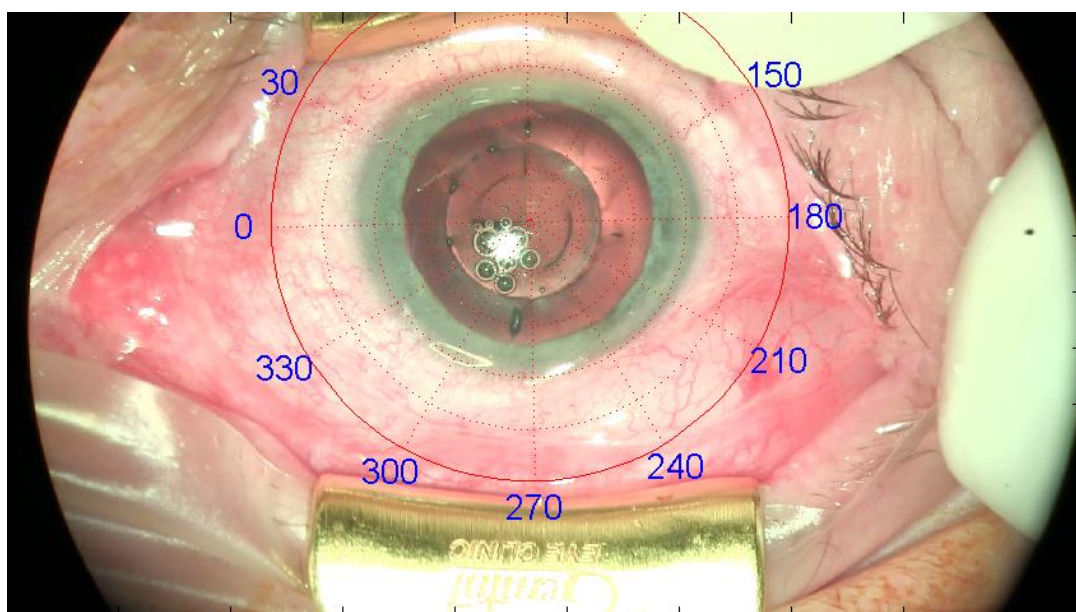
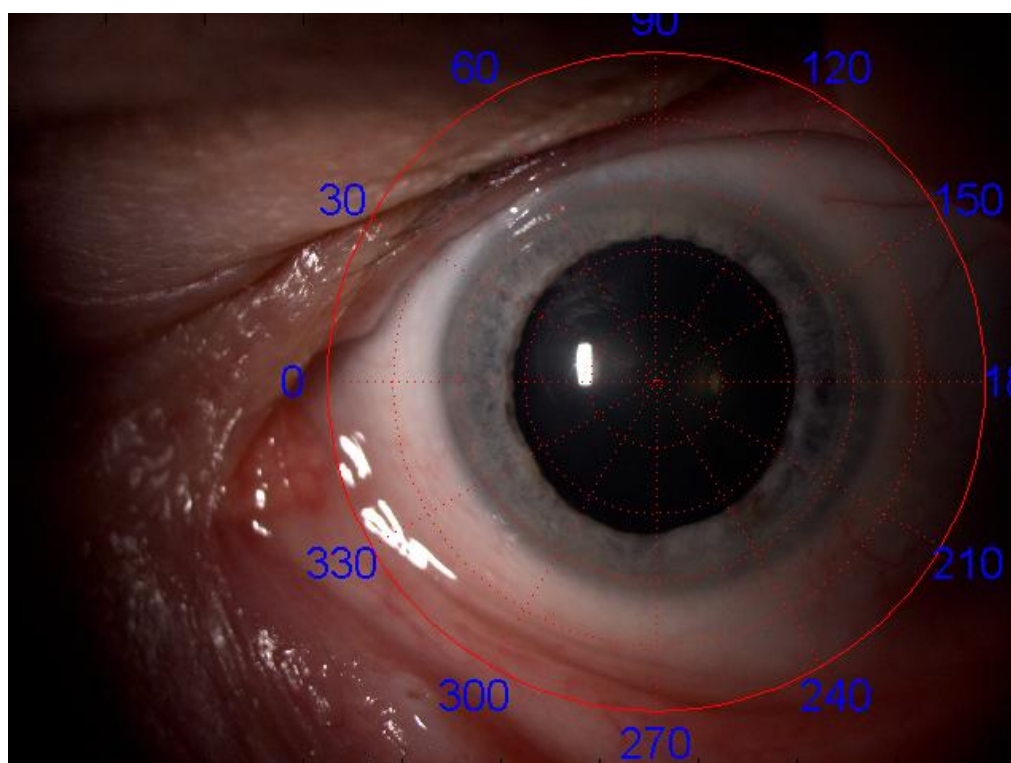
- [1] **KOLAR, R., V. HARABIS a J. ODSTRČILIK.** Hybrid retinal image registration using phase correlation. The Imaging Science Journal. 2013, vol. 61, issue 4, s. 369-384.
- [2] **GOSHTASBY, A. ARDESHIR.** 2-D and 3-D image registration for medical, remote sensing, and industrial applications. Hoboken: Wiley-Interscience, c2005, 258 s. ISBN 04-716-4954-6.
- [3] **MARQUES, O., a další.** Practical image and video processing using MATLAB [online]. Hoboken: John Wiley, 2011, xlix, 639 s. [cit. 2014-12-01]. ISBN 978-0-470-04815-3.
- [4] **MEDLICKER.** Šedý zákal: příčiny, příznaky, diagnostika a léčba [online]. [cit. 2015-01-01]. Dostupné z: <http://cs.medlicker.com/382-sedy-zakal-priciny-priznaky-diagnostika-a-lecba>
- [5] **HLOŽÁNEK, M., B BRŮNOVÁ.** Přístrojová technika v oftalmologii. ART et FACT Praha, 2006. ISBN 80-902160-9-9.
- [6] **Oční klinika GEMINI.** [online]. [cit. 2015-01-01]. Dostupné z: <http://www.gemini.cz/zakroky/operace-sedeho-zakalu/>
- [7] **JAN, J.** Medical image processing, reconstruction and restoration: Concepts and methods. Boca Raton: Taylor, 2006, 730 s. ISBN 08-247-5849-8.
- [8] **LANDINI G.** Auto Local Threshold. Fiji [online]. [cit. 2015-01-01]. Dostupné z: http://fiji.sc/Auto_Local_Threshold#Try_all
- [9] **KUCHYNKA, P.** Oční lékařství. 1.vyd. Praha: Grada, 2007, [40], 768 s. ISBN 978-802-4711-638.
- [10] **HYCL, J. a L. TRYBUČKOVÁ.** Atlas oftalmologie. 2. vyd. Praha: Triton, 2008, 239 s. ISBN 978-807-3871-604.
- [11] **GREENSTED, A.** Otsu Thresholding. The Lab Book Pages [online]. [cit. 2015-01-01]. Dostupné z: <http://www.labbookpages.co.uk/software/imgProc/otsuThreshold.html>
- [12] **KONRÁDOVÁ, V., J. UHLÍK a L. VAJNER.** Funkční histologie. 2. vyd. Jinočany: H, 2000, 291 s. ISBN 80-860-2280-3.
- [13] **DRAHANSKÝ, M., F. ORSÁG a M. DOLEŽAL.** Biometrie. Brno : Computer Press a.s. [cit. 2015-01-01], 2011. ISBN 978-80-254-8979-6.

- [14] **WILDES, R.P.,** 1997. Iris recognition: an emerging biometric technology. Proceedings of the IEEE [online]. vol. 85, no. 9, pp. 1348–1363 [cit. 2015-01-01]. ISSN 00189219.
- [15] **FEBBRARO, J., D. KOCH, H. KHAN, A. SAAD a D. GATINEL.** Detection of static cyclotorsion and compensation for dynamic cyclotorsion in laser in situ keratomileusis. Journal of Cataract & Refractive Surgery [online]. 2010, vol. 36, issue 10, s. 1718-1723 [cit. 2015-05-12]. DOI: 10.1016/j.jcrs.2010.05.019.
- [16] **MOSQUERA, S. a M. ARBELAEZ.** Treaty Series: treaties and international agreements registered or filed and recorded with the Secretariat of the United Nations. New York: United Nations, 1986, ix, 402 s. ISBN 10.1097/ICO.0b013e318207eac2.
- [17] **FAHD, C., E. JABBOUR a CH. FAHED.** Static cyclotorsion measurements using the Schwind Amaris laser. ISBN 10.5935/0004-2749.20140041
- [18] **MEDICAL EPONYMS.** S.v. "Limbus of fossa ovalis." [online].[cit. 2015-01-03]. Dostupné z: <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/Limbus+of+fossa+ovalis>
- [19] **TOBIÁŠOVÁ, NELA.** Biometrie s využitím snímků duhovky. Brno: FEKT VUT v Brně, 2014.
- [20] **WALEK, P., M. LAMOŠ a J. JAN.** Analýza biomedicínských obrazů: Návod k počítačovým cvičením. VUT Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013.
- [21] **DUDA, R. O. a P. E. HART.** Use of the Hough transformation to detect lines and curves in pictures. Communications of the ACM [online]. 1972, vol. 15, issue 1, s. 11-15 [cit. 2015-04-12]. DOI: 10.1145/361237.361242.
- [22] **PETKOV, N. a M.B WIELING.** [online]. [cit. 2015-05-19]. Dostupné z: http://matlabserver.cs.rug.nl/cannyedgedetectionweb/web/cannydetection_params.htm
1
- [23] **STOICA, P. a R.L. MOSES.** Spectral analysis of signals. Upper Saddle River, N.J.: Pearson/Prentice Hall, 2005, xxii, 452 p. ISBN 01-311-3956-8.

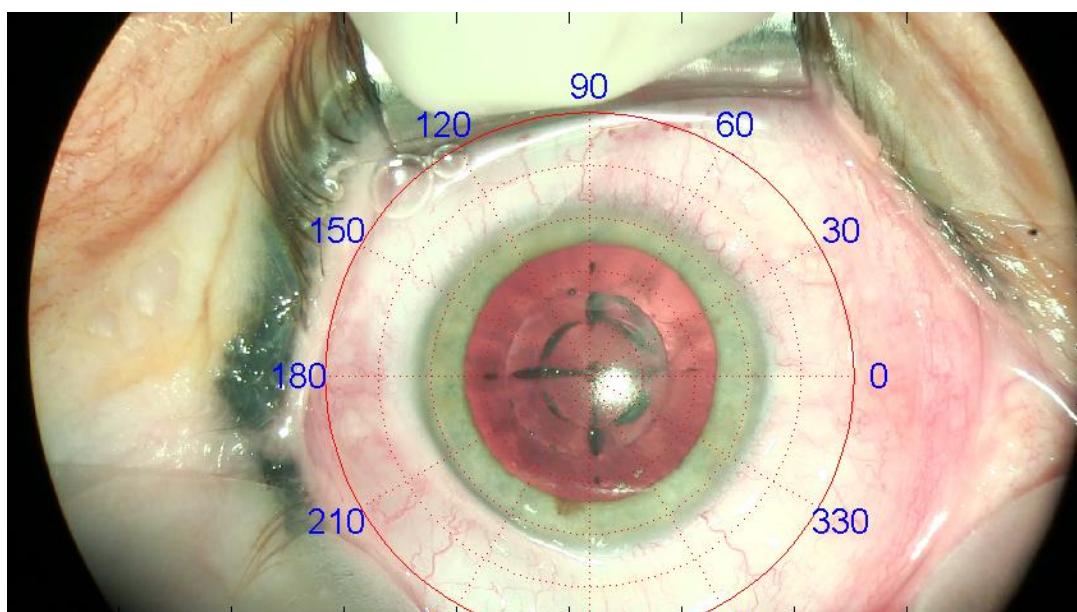
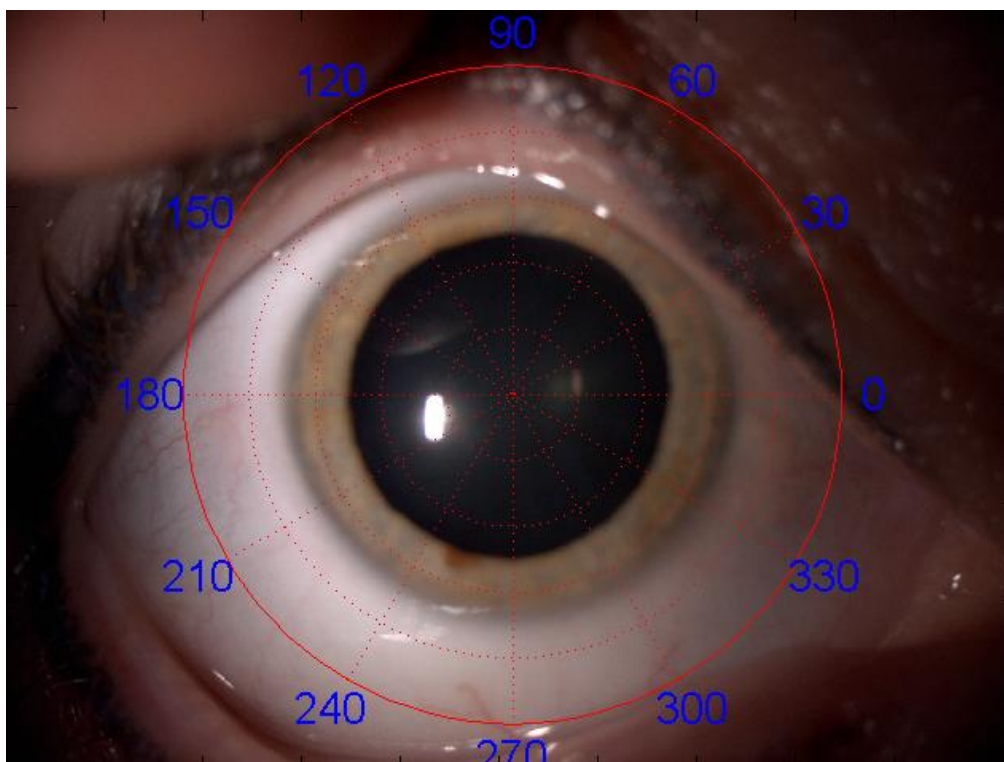
Obrazová příloha



Obrázek 1: Výsledek vložení polárního souřadného systému eliminující rotaci oka o velikosti -3.5° mezi snímky štěrbinové lampy (nahore) a video sekvence (dole) pacienta 8 pravého oka.



Obrázek 2: Výsledek vložení polárního souřadného systému eliminující rotaci oka o velikosti $0,6^\circ$ mezi snímky štěrbinové lampy (nahore) a video sekvence (dole) pacienta 4 levého oka.



Obrázek 3: Výsledek vložení polárního souřadného systému eliminující rotaci oka o velikosti $0,7^\circ$ mezi snímky štěrbinové lampy (nahore) a video sekvence (dole) pacienta 5 pravého oka.